

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND-, UND
KIEFERHEILKUNDE

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
und in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH,
Standort Marburg

Geschäftsführende Direktorin: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Heike Korbmacher-Steiner

-ABTEILUNG FÜR ZAHNERHALTUNG-
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger

**Experimentelle Untersuchungen über den Einfluss von Eugenol
auf die Mikrozugfestigkeit eines Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems
bei Klasse-I-Kavitäten**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Janine Christin Dewor

aus Aachen

Marburg, 2016

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

am: 01.12.2016

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. U. Lotzmann

Meiner Familie und meinem Freund in Liebe und Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung	1
2 Summary	3
3 Einleitung und Zielsetzung	5
4 Literaturübersicht	7
4.1 Dentale Komposite	7
4.1.1 Definition	7
4.1.2 Zusammensetzung	8
4.1.3 Einteilung	11
4.2 Zahn-Komposit-Verbund	12
4.2.1 Haftmechanismus am Schmelz	12
4.2.2 Befestigung am Dentin	13
4.2.3 Klinische Aspekte	15
4.3 Provisorische Zemente	18
4.3.1 Zinkoxideugenol Zemente	18
4.3.2 Studien über den Einfluss von Eugenol	20
4.4 Fragestellungen	21
5 Material und Methoden	22
5.1 Übersicht der verwendeten Materialien	22
5.2 Vorbehandlung und Kavitäten-Präparation	23
5.3 Gruppeneinteilung	24
5.4 Kavitäten-Reinigung	26
5.5 Legen der Kompositfüllung	26
5.6 Sägeprozess	29
5.7 Mikrozugfestigkeitsuntersuchung	31
5.8 Untersuchung der Bruchstellen mittels REM	32
5.9 Versuchsablauf	34
5.10 Statistische Auswertung	37
6 Ergebnisse	40
6.1. Klassifikation der Bruchverläufe	40
6.2 Ergebnisse der Eugenol-haltigen-Gruppen (Temp-Bond®)	40
6.2.1 Untergruppe 1	40
6.2.2 Untergruppe 2	42
6.2.3 Untergruppe 3	43
6.2.4 Untergruppe 4	45

6.3 Ergebnisse der Eugenol-freien-Gruppen (Temp-Bond® NE™)	46
6.3.1 Untergruppe 5	46
6.3.2 Untergruppe 6	48
6.3.3 Untergruppe 7	49
6.3.4 Untergruppe 8	51
6.4 Ergebnisse der Kontrollgruppe	52
6.5 Quantitative Auswertung der Stäbchenausbeute	54
6.6 Qualitative Auswertung	56
6.6.1 Einfluss von Eugenol auf die Haftkraft	57
6.6.2 Einfluss der Kavitäten-Reinigung auf die Haftung am Dentin	58
7 Diskussion	60
7.1 Material und Methoden	60
7.1.1 Verwendete Zähne	61
7.1.2 Lagerung der Proben	63
7.1.3 Herstellung der Proben	64
7.1.4 Mikrozugfestigkeitsuntersuchung	67
7.1.5 Rasterelektronenmikroskopische (REM) Untersuchungen	70
7.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse	71
8 Schlussfolgerung	78
9 Literaturverzeichnis	79
10 Anhang	i
10.1 Abbildungsverzeichnis	i
10.2 Tabellenverzeichnis	iii
10.3 Abkürzungsverzeichnis	iv
11 Lebenslauf	vi
12 Verzeichnis der akademischen Lehrer	vii
13 Danksagung	viii
Ehrenwörtliche Erklärung	ix

1 Zusammenfassung

Ziel der Studie

Das Hauptziel der vorliegenden *in vitro*-Studie bestand darin, die Auswirkung eines Eugenol-haltigen provisorischen Restaurationsmaterials auf die adhäsive Verbundfestigkeit eines Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems nach einer Anwendung standardisierter Reinigungsmethoden im Mikrozugfestigkeitsversuch zu untersuchen.

Material und Methode

45 extrahierte humane kariesfreie Weisheitszähne wurden mit einer Klasse-I-Kavität versehen und randomisiert in zwei Hauptgruppen aufgeteilt, welche entweder mit Eugenol-haltigem provisorischem Zement (Temp-Bond[®], Kerr Corporation, Orange, CA, USA) oder mit Eugenol-freiem Zement (Temp-Bond[®] NE[™], Kerr Corporation, Orange, CA, USA) gefüllt wurden. Nach einer siebentägigen Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung wurden die Kavitäten auf drei unterschiedliche Arten von den Zementrückständen gesäubert: Scaler/Excavator, Aluminiumoxid (RONDOflex Plus Powder, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) und Glycinpulver (Clinpro[™] Prophy Powder[®], 3M[™] ESPE[™] AG, Seefeld, Deutschland). In sämtlichen Versuchsreihen wurden die Dentinoberflächen mit einem Dentinhaftvermittler vorbehandelt (Syntac[®], Ivoclar Vivadent AG, Ellwangen, Deutschland) und die Restauration mit einem Nanohybridkomposit (Venus[®] Diamond, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) in Inkrementeschichttechnik gefüllt. Zur Ermittlung der Haftwerte wurden die Proben in Stäbchen mit einem Querschnitt von jeweils 0,7 mm² gesägt und einer *Microtensile*-Untersuchung (*microtensile bond strength*, μ TBS) mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm/min unterzogen. Die Oberflächenmorphologie und Adhäsiv-Dentin-Schnittstellen wurden in der Folge an einem Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Ergebnisse und Beobachtungen

Ein Einfluss von Eugenol auf die Adhäsion von Dentin kann unter den Hauptgruppen nicht signifikant nachgewiesen werden ($p > 0,05$): Die Auswertung des Mikrozugfestigkeitsversuchs zeigt lediglich geringfügige Differenzen untereinander und im Vergleich mit der Kontrollgruppe. Die Mittelwerte der erzielten Adhäsionskräfte variierten zwischen 7,1 MPa und 18,4 MPa. In dieser Studie wurden jedoch signifikante Unterschiede zwischen denjenigen Gruppen erhalten, bei denen eine Kavitäten-Reinigung nach Zementapplikation mittels Pulverstrahlgerätes stattgefunden hatte (UG 2,3,6 und 7) und denen, die durch Scaler und Excavator gereinigt wurden (UG 1,4,5 und 8) ($p < 0,05$). UG 1 und 5 (8,2; 7,1 MPa) erreichten die geringsten Haftfestigkeiten, gefolgt von UG 4 und 8 (14,9; 15,4 MPa). Eine Vorbehandlung des Dentins mit Aluminiumoxid konnte innerhalb der Hauptgruppe die stärksten Ergebnisse in der *Microtensile*- Messung erreichen 16,4 MPa und 18,4 MPa. Dagegen bewirkt das vorherige Sandstrahlen mit Glycinpulver nur minimal niedrigere Haftfestigkeitswerte (15,2 MPa und 17,6 MPa).

Praktische Schlussfolgerung

Die Vorbehandlung von provisorischem Zementierungsmaterial, unabhängig davon, ob Eugenol-haltig oder Eugenol-frei, beeinflusst den adhäsiven Verbund zwischen Dentin und einem Nanohybridkomposit nicht, sofern seine Überreste durch Sandstrahlen entfernt werden. Die vorliegende Studie zeigt, dass ein manuelles Reinigungsverfahren durch Scaler und Excavator vermieden werden sollte, wenn die definitive Befestigung adhäsiv an das Dentin gebunden wird. Dabei stellt das Sandstrahlen mit Aluminiumoxid eine effiziente Möglichkeit dar; Glycin-Pulver kann als Alternative verwendet werden. Darüber hinaus ist eine wirksame Oberflächenreinigung entscheidend, um eine optimale Adhäsionskraft von Dentin am Komposit zu erreichen.

2 Summary

Aim of this study

The main aim of this *in vitro* study was to evaluate the effect of a eugenol-based temporary restorative material on the shear bond strength of a four-step total-etching composite to dentin after standardized cleaning procedures.

Material and methods

Forty-five previously impacted, caries-free third molars were prepared with a class I cavity and then randomly divided into two main groups later filled with either cement-based eugenol-containing temporary cement (Temp-Bond[®], Kerr Corporation, Orange, CA, USA) or cement-based eugenol-free temporary cement (Temp-Bond[®] NE[™], Kerr Corporation, Orange, CA, USA). All specimens were incubated for 7 days in physiological saline solution, and the temporary cement remnants were then removed by using three different procedures: Scaler/Excavator, aluminium oxide (RONDOflex Plus Powder, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Germany) and glycine powder (Clinpro[™] Prophy Powder[®], 3M[™] ESPE[™] AG, Seefeld, Germany). In all experimental series, the dentin surfaces were pretreated with a dentine-bonding agent (Syntac[®], Ivoclar Vivadent AG, Ellwangen, Germany) and all groups were filled with a nanohybrid resin composite (Venus[®] Diamond, Heraeus, Hanau, Germany) utilizing a variety of incremental composite layering techniques. The specimens were then sectioned to obtain beams of 0.7 mm² each for measuring microtensile bond strength (μ TBS) with a steady feed speed of 1 mm/min. Surfaces and resin-dentine interfaces were observed by scanning electron microscopy.

Results and observations

A significant influence of eugenol on the adhesion on dentin could not be found between the main groups ($p > 0.05$). An evaluation of the microtensile bond strength showed only marginal differences between the groups even in comparison to the control group. The mean values of the bond strength varied from 7.1 MPa to 18.4 MPa. In this study, significant differences were obtained between the groups which had been pretreated after temporary cement application (subgroup 2,3,6 and 7) and those which had been cleaned with scaler and excavator (subgroup 1,4,5 und 8) ($p < 0.05$). Subgroup 1 and 5 (8.2; 7.1 MPa) yielded low shear bond strength values, followed by subgroup 4 and 8 (14.9; 15.4 MPa). Pretreatment of the dentin with aluminum oxide resulted in the strongest microtensile measurements within its group (16.4 MPa und 18.4 MPa). In contrast, the previous airpolishing with glycine powder caused only insignificantly lower values of adhesion strength (15.2 MPa und 17.6 MPa).

Practical Conclusions

The prior use of temporary cements, independent of eugenol, does not affect bond strength of a nanohybrid composite to dentin unless having been removed by sandblasting. The present study shows that a manual cleansing procedure by using a scaler and excavator should be avoided when dentin-bonded restorations are being planned. In the process, aluminium oxide air polishing represents an ideal method; glycine powder is a good alternative. Moreover, an effective surface cleansing is critical to achieve a successful adhesion strength from dentin to composite.

3 Einleitung und Zielsetzung

Zahnfarbene Restaurationsmaterialien haben sowohl in der Patientenversorgung als auch im Forschungsbereich einen hohen Stellenwert erreicht. Der Anspruch der Patienten an ein möglichst natürliches Wiederherstellen der verlorengegangenen Zahnhartsubstanz ist stetig gewachsen. Auch haben viele Debatten über die Verwendung von Amalgam dazu beigetragen, dass die Toleranz dieses Restaurationsmaterials stark gesunken ist und fast vollständig durch Komposit und Keramik ersetzt wurde (Carvalho et al., 2007).

Die Mehrheit der zahnmedizinischen Behandlung orientiert sich heute auf zahnhartsubstanzschonende Therapieformen (Kugel und Ferrari, 2000), welche die Wahl des Materials nach der Kavitätengröße ausrichten. Während für minimalinvasive Zahndefekte bevorzugt Komposit verwendet wird, ist Vollkeramik bei mittelgroßen Kavitäten das Mittel der Wahl (Edelhoff und Sorensen, 2002). Besonders im Hinblick auf die adhäsive Befestigung von indirekten Restaurationen in Form von Keramikinlays, Keramikteilkronen oder Kompositinlays, spielt die Verwendung von temporären Befestigungszementen eine große Rolle. Diese werden benötigt um die fehlende Zahnschubstanz, die beim Präparieren des Zahnes zur Vorbereitung des definitiven Zahnersatzes verloren gegangen ist, mit einem *chairside* gefertigten Provisorium zu befestigen. Dieser Schritt ist unabdingbar, weil die Zeit zur Herstellung der indirekten, laborgefertigten Restauration überbrückt werden und ein funktioneller, phonetischer und ästhetischer Erhalt sowie Stabilisierung und Position des Zahnes sichergestellt werden muss (Bagis et al., 2011; Cantoro, 2008; Chaiyabutr, 2008). Die provisorische Zementierung von temporären Restaurationen soll die freiliegenden Dentinareale vor thermischen und mechanischen Noxen schützen. Eine mundbeständige, speicheldichte provisorische Versorgung ermöglicht einen Schutz sowohl vor Schmerzen als auch vor Hypersensibilitäten nach einer Präparation. Unter den provisorischen Befestigungsmaterialien haben Zinkoxideugenol-Zemente (ZOE) ein großes Anwenderspektrum erreicht. Sie wirken einer irritierten Pulpa besonders aufgrund ihrer positiv-sedativen und bakteriostatischen Eigenschaft (Koch et al., 2013) entgegen und werden überwiegend in der Endodontologie und in der restaurativen Zahnheilkunde verwendet. Zudem sind Zinkoxideugenole charakteristisch für ein gutes Abdichtungsvermögen gegenüber Speichel und Wasser (Lewinstein, 2003).

Es ist bisher nachgewiesen, dass Eugenol aus ZOE durch das Dentin diffundieren kann (Kielbassa et al., 1997) sobald es in Kontakt mit einer geringen Menge an Wasser kommt (Wilson und Batchelor, 1970) und somit in Wechselwirkung mit dem definitiven Befestigungszement treten kann. Eugenol gehört zu den Phenylpropanoiden und ist ein Radikalfänger, da seine Hydroxylgruppe (OH[•]) die Eigenschaft hat, freie Radikale aus dem Polymerisationsvorgang aufzufangen. Dadurch wird eine weitere Kettenreaktion verhindert (Taira et al., 1992) und insgesamt der Polymerisationsgrad herabgesetzt (Fujisawa und Kadoma, 1997). Dieser Vorgang trägt entschieden zur Bildung und Größe von Randspalten nach dem Einsetzen der definitiven Restauration bei und ist dadurch auch für die Entstehung von postoperativen Hypersensibilitäten und von Sekundär-Kariesbildung durch eine Bakterienkontamination (Wesolowsky, 2008) verantwortlich. Aus diesem Grund ist folgende Studie essentiell für die Haltbarkeit von adhäsiv befestigtem Zahnersatz.

Das gestiegene Interesse der Patienten an einen qualitativ hochwertigen und ästhetisch anspruchsvollen Zahnersatz reflektiert mit einer höheren Nachfrage an Prophylaxemaßnahmen, die mit den routinemäßigen Vorsorgensuchungen in Anspruch genommen werden. Hier werden bei professionellen Zahnreinigungen neben dem Gebrauch von konventionellen Handinstrumenten und Ultraschallgeräten zur Entfernung von Konkrementen überwiegend dentale Pulverstrahlgeräte verwendet. Diese erlauben eine höchst effiziente Beseitigung von Plaque und extrinsischen, supragingivalen Verfärbungen an den Zahnglattflächen (Petersilika et al., 2003a). In der konservierenden Zahnheilkunde werden sie zur Säuberung des Fissurensystems von Molaren und ggf. Prämolaren vor präventiven Versiegelungen verwendet und auch im Rahmen von kieferorthopädischen Maßnahmen sinnvoll eingesetzt (Schulte, 2003). Zum Indikationsspektrum zählt ferner das Reinigen von Kavitäten vor dem Befestigen definitiver Restaurationen (Neidhardt, 2003).

Das Ziel dieser *in vivo* Studie war, die Zugfestigkeit und die definitive Haftkraft eines konventionellen *Etch-and-rinse*-Systems (Syntac®, Ivoclar-Vivadent AG, Ellwangen, Deutschland) in Kombination mit einem Nanohybridkomposit (Venus® Diamond, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) unter Einfluss von Eugenol-haltigem provisorischem Zement mittels Mikrozugfestigkeitsversuch zu untersuchen. Außerdem wurde getestet, welche Auswirkung die Anwendung von Pulverstrahlgeräten im Sinne einer Kavitäten-Reinigung auf die Dentinadhäsion hat.

4 Literaturübersicht

4.1 Dentale Komposite

Die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik von Buonocore im Jahre 1955 schaffte durch mikromechanische Retentionen zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial erste Voraussetzungen für eine erfolgreiche Insertion von Kompositfüllungen (Eick, 1991; Pashley et al., 1995). Eine positive Entwicklung in der Schmelz-Ätz-Technologie im Jahre 1990 ermöglichte nicht die alleinige Haftung an der mit einer Säure konditionierten Schmelzoberfläche, sondern auch am Dentin (Buonocore, 1955). In den letzten Jahren wurden in der Füllungstherapie stetig erfolgreiche Konzepte vorgestellt, um mit Hilfe von neuer Techniken und Materialien ästhetische und werkstoffkundliche Eigenschaften zu verbessern und eine defektorientierte, substanzschonende und minimalinvasive Therapie zu ermöglichen (Krämer und Frankenberger 2008). Heute gehören Komposite zu einem integralen Bestandteil des Leistungsspektrums der modernen Zahnheilkunde (Manhart, 2012).

4.1.1 Definition

Komposit (lat.: componere = zusammensetzen) sind zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien, die verschiedene Komponenten enthalten. Die Hauptbestandteile sind zum einen die organische Matrix und die disperse Phase, welche miteinander durch eine abgrenzbare Verbundphase (Silane, Kopolymere) verknüpft sind. Zum anderen gehören Initiatoren (Peroxide), Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und weitere Additoren zu den weiteren Bestandteilen des unpolymerisierten Zustandes. Nachdem diese Materialien in die Kavität eingebracht und adaptiert werden, können sie entweder direkt oder durch chemische Prozesse aushärten (Hellwig, 2009). Durch die Zugabe von Füllkörper mit Schwermetallen, wie Barium- und Strontiumsilikatgläser kann eine Röntgenopazität erreicht werden (Roulet, 1987).

4.1.2 Zusammensetzung

Die nachfolgende Tab. zeigt die typischen Hauptbestandteile heutiger Komposite in ihrer Kurzbeschreibung und chemischen Bezeichnung (Tab. 1).

Tab. 1: Typische Hauptbestandteile der Kompositmaterialien (aus Hellwig et al., 2009).

Bestandteile der Kunststoffmatrix	Kurzbeschreibung	Chemische Bezeichnung
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat
	UDMA	Urethan-Dimethacrylat
Komonomer	TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
	EGDMA	Ethylenglycoldimethacrylat
Initiator (Autopolymerisat)	Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator (Photopolymerisat)		Kampferchinon
Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toluidin
Inhibitor		z.B. Eugenol
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	Feinstteiliges SiO ₂	z.B. Pyrogenes SiO ₂ (Siliziumdioxid)

Die organische Matrix lichthärtender Komposite besteht aus hochmolekularen, langkettigen Monomeren (Dimethacrylate) und dessen Derivate, wie das Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA) und das UDMA (Urethan-Dimethacrylat) (Abb. 1). Zusätzlich enthält die Kunststoffmatrix unterschiedliche Additiva, wie Akzeleratoren, Initiatoren (Kampferchinon als Photopolymerisat) und Inhibitoren (Hydrochinon-Monomethylether, HQME), welche die Polymerisationsreaktion steuern. Bis-GMA gehört zu den bekanntesten aromatischen Dimethacrylaten und wird aus einem Bisphenol A und einem Glycidylmethacrylat synthetisiert (Hellwig et al., 2009; Janda, 1988).

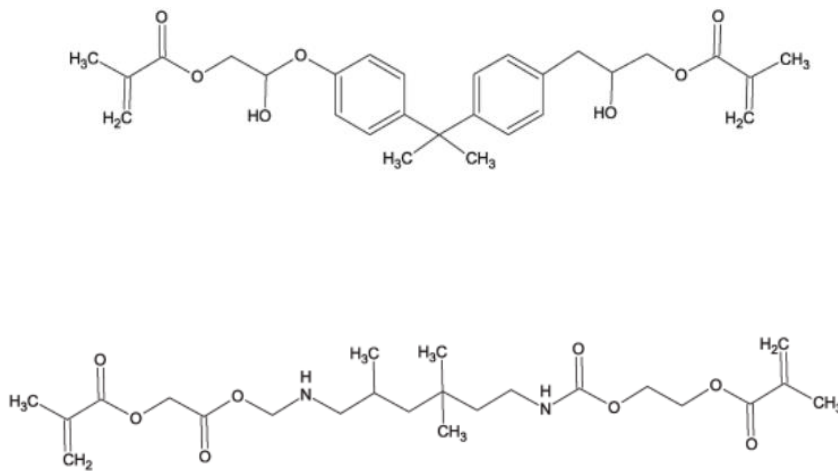


Abb. 1: Strukturformeln von Bis-GMA (oben) und UDMA (unten) (aus Ahlers, 2006).

Um die Viskosität zu regulieren und weitere Materialeigenschaften in den Werkstoff einzubringen zu können, kommen Verdünner zum Einsatz, wie zum Beispiel Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA, Abb. 2) (Frankenberger et al., 2013; Schwickerath, 1977). Die Zugabe eines niedrig viskösen Komonomers bewirkt jedoch eine Zunahme der Polymerisationsschrumpfung und eine vermehrte Wasseraufnahme. Vorteilhaft zeigt sich dagegen eine gesteigerte Molekülbeweglichkeit, die bei einer Lichtaushärtung zu einer Erhöhung des Polymerisationsgrades der Kohlenstoffdoppelbindungen der Acrylgruppen von 48% auf 70% führt. Der Effekt wirkt sich positiv auf den Restmonomergehalt im Komposit aus (Asmussen, 1975; Janda, 1988; Ruyter, 1981), steigert die chemische Resistenz und die Festigkeit des Werkstoffes (Braden, 1997; Ferracane, 1986).

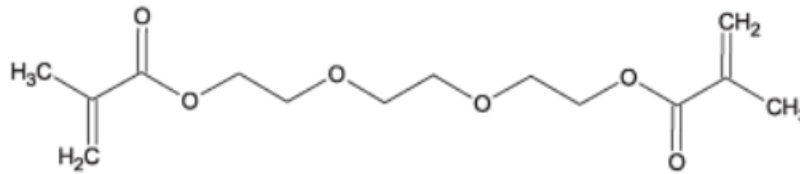


Abb. 2: Strukturformel von TEGDMA (aus Ahlers 2006).

Je höher der Polymerisationsgrad der Monermoleküle ist, desto besser sind die mechanischen und physikalischen Eigenschaften des Komposits (Asmussen und Peutzfeld, 1998; Hellwig et al., 2009). Des Weiteren kann UDMA ohne einen zusätzlichen Gebrauch eines Verdünners als ein weiteres Basis-Monomer verwendet werden (Lemon et al., 2007).

Die anorganische Phase enthält den eigentlichen Füllstoff. Hier werden Spezialglaspulver oder synthetisierte Mischoxide mit unterschiedlichen Partikelgrößen verwendet (Bergmann und Kieschnick, 2009). Über ihren Anteil, Größe und Form sowie die Größenverteilung selbst lassen sich die physikalisch-chemischen Bedingungen und die mechanische Festigkeit bestimmen (Lutz und Phillips, 1983). Je größer der Anteil an Füllstoffen ist, desto geringer ist die Polymerisationsschrumpfung. Durch die Silanisierung kann der thermische Expansionskoeffizient verringert werden. Die Druck-, Biege- und Abrasionsstabilität werden hingegen gesteigert und die Polierbarkeit verbessert (Willems et al., 1992). Das Hinzufügen von Pigmenten ermöglicht eine zahnfarbene Gestaltung des Werkstoffes und beeinflusst die Opazität und Transluzenz. Die Grundlage der Pigmente besteht aus Metalloxiden, wie Eisenoxid (Fe_2O_3), Titandioxid (TiO_2), Aluminiumoxid (Al_2O_3). Seltener werden organische Pigmente zum Färben eingesetzt (Bergmann und Kieschnick, 2009).

4.1.3 Einteilung

Adhäsive Füllwerkstoffe können analog zu ihrem Füllkörpertyp in Makro-, Mikro- und Hybridkomposite unterteilt werden (Tab. 2) (Lutz und Philips, 1985). Hybridkomposite setzen sich aus einer Kombination beider Komposit-Systeme (Makro- zu 85-90 Gew.-% und Mikrofüllerkomposit zu 10-15 Gew.-%) zusammen und werden zusätzlich nach ihrer Füllkörpergröße unterschieden (Hellwig et al., 2009; Hickel et al., 2001). Nanotechnologisch-modifizierte Hybridkomposite beinhalten nicht- agglomerierte Nanomere, die für eine homogenere Verteilung der Füller in der organischen Matrix sorgen. Der Füllkörperanteil ist dem der Hybridkomposite sehr ähnlich (Manhart, 2013).

Tab. 2: Klassifikation der Komposite nach Füllkörpertyp und Partikelgröße (aus Hellwig et al., 2009 und Frankenberger, 2010).

Füllkörpertyp	Hauptbestandteile	Mittlere Partikelgröße
Makrofüller	Quarz, Glas oder Keramik	10-100 µm
Mikrofüller	pyrogenes SiO ₂ , Silikat	0,04 µm
Hybridkomposit	pyrogenes SiO ₂ , Quarz, Glas	< 10 µm
Feinpartikelhybridkomposit		< 5 µm
Feinstpartikelhybridkomposit		< 3 µm
Submikrometerhybridkomposit		< 1 µm

4.2 Zahn-Komposit-Verbund

Ein essentieller Bestandteil der restaurativen Zahnmedizin sind die Adhäsiv-Systeme. Ohne sie wäre eine Verbindung zwischen Zahn und Komposit nicht möglich. Die Haftung von Kompositen an der Zahnhartsubstanz wird durch eine zielgerichtete Vorbehandlung erreicht, die eine mikroretentive Verankerung des Komposits an der Schmelz- und Dentinfläche ermöglicht.

4.2.1 Haftmechanismus am Schmelz

Die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik vom Buonocore im Jahre 1955 ermöglichte den Verbund von Dentalkompositen an die Schmelzmatrix. Bei der konventionellen Schmelzätzung erfolgt der Haftmechanismus über ein retentives Muster im Schmelz, das durch die unterschiedliche Säurelöslichkeit im Zentrum und in der Peripherie mit dem Auftragen einer 30-40%-ige Phosphorsäure in gelartiger Konsistenz für 30 Sek. erzeugt wird. Untersuchungen nach Ohsawa (1971) haben ergeben, dass bei dieser Konzentration die beste Adhäsionskraft von Komposit am geätzten Zahnschmelz zu erreichen ist. Durch diesen Vorgang findet eine Oberflächenvergrößerung statt (Buonocore, 1955) und äußert sich klinisch durch eine weißlich opake Ätzzone. Angeraten wird eine Schmelzanschrägung im Kavitätenbereich, um Schmelzprismen senkrecht anzuschneiden und die Ätzwirkung zu verbessern (Hellwig et al., 2009). Bei den *Etch-and-rinse*-Systemen gehört das Konditionieren zu einem separaten Arbeitsschritt (Frankenberger et al., 2014).

Eine selektive Schmelzätzung sollte bei dentinunterstützten Versorgungen, wie Onlays, Inlays und Veneers, die eine nahezu vollständige Schmelzbegrenzung aufweisen, durchgeführt werden (Huth, 2014). Bei Fissurenversiegelungen oder Milchzähnen kann die Einwirkzeit auf 60 Sek. ausgedehnt werden (Frankenberger, 2010). Um eine Überätzung des Dentins zu verhindern, ist es empfehlenswert mit der Ätzung des Schmelzes zu beginnen (Dauer bei einer Seitenzahnkavität 30 Sek.) und die Säureapplikation erst nachfolgend auf das Dentin auszudehnen (Ernst, 2010). Dabei sollte die Einwirkzeit nach Dentinkontakt nicht länger als 15 Sek. sein. Nach der vorgeschriebenen Ätzzeit sollen die Kavitäten gründlich mit Wasser ausgespült werden, um verbliebene Gelrückstände im Kollagenfasernetzwerk auszuschließen.

Eine Trocknung der Kavität sollte vorsichtig erfolgen, damit ein Kollabieren des Kollagenfasernetzwerks vermieden wird (Blunk, 2007). Der eigentliche Schmelzverbund findet durch funktionelle Adhäsive, wie Monomere, Bis-GMA basiert oder auch mit TEGDMA als Verdünner statt. Diese fließen in das raue Schmelzmuster und bilden durch die Polymerisation eine feste Verzahnung mit dem Zahnschmelz (Hickel et al., 2001).

Heute gibt es auf dem dentalen Markt selbstkonditionierende Adhäsive (*Self-Etch-Technik*), bei denen der *Primer* zusätzlich eine Säure zum Konditionieren des Schmelz und Dentins enthält. Die *Primer*-Adhäsiv Lösung wird entsprechend nach Herstellerangaben gemischt und die Kavitäten-Oberflächen 30 Sek. einmassiert. Nur ein Verdunsten der Lösungsmittel kann eine Interaktion der Monomere bewirken und eine Polymerisation starten (Blunk, 2007). Auf das anschließende Absprühen der Areale mit Wasser oder Luft kann verzichtet werden (Lehmann und Hellwig, 2005). Zum Abschluss sollte eine 20-sekündige Lichthärtung durchgeführt werden, die zu einer Stabilisierung der mikromechanischen Verankerung beiträgt (Blunk, 2007). Dadurch vereinfacht sich die Applikation und ist zeitsparend. Zudem können postoperative Hypersensibilitäten besonders bei pulpennahen Bereichen verringert werden (Huth, 2014), da die Hauptursachen nach Lehrmeinung Überätz- und Übertrocknungsphänomene sind (Ernst, 2010).

4.2.2 Befestigung am Dentin

Die Problematik besteht zunächst darin, dass die durch beim Präparieren mit rotierenden Instrumenten entstandene Schmierschicht wie ein Isolierfilm wirkt und den direkten Kontakt mit dem dichten Dentin verhindert. Durch den austretenden Dentinliquor, der aus einer Mischung zermahlener Dentinreste, Bakterien und Wasser besteht (Frankenberger, 2010), ist Dentin ein hydrophiles Substrat. Daher müssen bei der Anwendung von Adhäsiv-Systemen ebenfalls hydrophile Monomere enthalten sein, die an der Hybridschichtbildung beteiligt sind (Huth, 2014). Das Auftragen von 30-40%-iger Phosphorsäure erfolgt stets primär im Schmelz für 30 Sekunden. Erst dann beginnt die Applikation auf das Dentin und sollte eine Einwirkzeit von 15-20 Sek. nicht überschreiten (Blunk, 2007; Frankenberger et al., 2004; Frankenberger, 2006). Die entstandene Schmierschicht wird erfolgreich entfernt und muss ebenfalls, wie bei der Schmelzätzung mit Wasser abgesprüht werden.

Hierbei werden zwei Effekte zur Herstellung des Haftverbundes zum Dentin erreicht: Zum einen bewirkt die oberflächliche Demineralisierung bis zu einer Tiefe von 1-7,5 µm (van Meerbeek et al., 1994) ein Öffnen der Dentinkanälchen, zum anderen die Freilegung eines instabilen Kollagenfasernetzwerks (Hickel et al., 2001). Beide ermöglichen einen Haftverbund, wenn nachfolgend ein *Primer* aufgetragen wird und sie durchtränkt werden (Wesolowsky, 2008).

Aufgrund der organischen Dentinbestandteile ist eine adäquate Verbindung mit Komposit herzustellen erschwert. Die jeweiligen Oberflächen sind durch zwei unterschiedliche molekulare Eigenschaften charakterisiert. Die mit Dentinliquor gefüllten Tubuli sind hydrophil und neigen zu einer Wasseraufnahme. Bei dem Verbundwerkstoff Komposit handelt es sich hingegen um ein hydrophobes Material. Damit die andersartigen Flächen miteinander verbunden werden können, wird ein hydrophiler Primer, wie Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) oder Triethylenglykoldimethacrylat (TEGDMA) aufgetragen. Dieser hat die Aufgabe, die Zwischenräume des freigelegten Kollagenfasergeflechts und die Porenlumina (Tubuluseingänge) aufzufüllen und die Oberfläche zu vergrößern (Hellwig et al., 2009). Eine nachfolgende Lichtinduktion kann eine Hybridschicht mit retentiven Kunststoff-Zotten, den sogenannten *Tags* aufbauen.

Die Auswirkung der Dentinätzung ermöglicht dem *Primer* das freigelegte Kollagennetzwerk und die geöffneten Dentinkanäle zu durchtränken. Wenn die Tiefe des Ätzmusters als Folge einer erhöhten Einwirkzeit zunimmt und mit der Eindringtiefe des *Primers* nicht mehr übereinstimmt, kann eine vollständige Benetzung der Kollagenfasern bzw. Infiltration des Adhäsivs in die Dentinkanäle nicht erreicht werden, es entsteht eine sogenannte „Ätzlücke“. Hierbei hat es zur Folge, dass die Kraft des *Bondings* geschwächt wird und weiterhin ein Eindringen von Bakterien ermöglicht werden kann (Wesolowsky, 2008). Eine Einwirkzeit der Phosphorsäure für 15 Sek. sollte zudem nicht überschritten werden, um ein Denaturieren der Kollagenfasern zu verhindern (Frankenberger et al., 2004; Frankenberger, 2006).

4.2.3 Klinische Aspekte

Eine qualitativ hochwertige direkte Komposit-Restauration mit positiver Überlebensrate kann nur sichergestellt werden, wenn die Grundvoraussetzungen in der Verarbeitung konsequent eingehalten werden. Dazu gehört in erster Linie eine sichere Trockenlegung durch die Verwendung eines Spannungsgummis, die das Operationsfeld gegen die Mundhöhle abgrenzt und eine Kontamination von Speichel, Sulkus-Flüssigkeit und Blut vermeidet. Eine Verunreinigung von Schmelz und Dentin würde die Haftkraft des Adhäsivs herabsetzen und eine optimale marginale Integrität vermeiden (Manhart, 2012).

Nach wie vor stellt die, bei der Aushärtungsreaktion von Kompositen auftretende Dimensionsänderung in Form einer Polymerisationskontraktion das Hauptproblem dar (Silikas et al., 2000) und ist verantwortlich für die Bildung von Randspalten am Übergangsbereich von Zahn zu Füllungsmaterial bzw. Kavitätenrand. Ein undichter Randschluss (*Microleakage*) ermöglicht das Eindringen von Bakterien und Flüssigkeiten (Gutknecht, 2001) und begünstigt die Entstehung von Sekundärkaries. Auch das Auftreten von Hypersensibilitäten und Pulpenirritationen werden begünstigt (Rullmann, 2012).

Die Polymerisationsschrumpfung ist definiert als eine Spannung innerhalb der Füllung, die auf die Zahnwände, während der Aushärtungsphase, einwirkt (Hellwig et al., 2009). Dies führt zu den meisten klinischen Problemen wie Schmelzrisse, Schmelzfrakturen, Höckerdeflexionen oder ein Ablösen des Werkstoffes vom Kavitätenboden bis hin zum vollständigen Verlust. Ebenfalls äußern sie sich durch Verschleißerscheinungen, wie Verfärbungen am Restaurationsrand oder Abrasionen, welche die Funktion und Ästhetik beeinträchtigen (Manhart, 2012; Vogel, 2011). Um das Problem der Polymerisationsschrumpfung möglichst gering zu halten, wird neben der Verwendung eines hoch gefüllten Komposits, zu einer Anwendung eines Kavitätenboden-Linings und einer Inkrement-Schichttechnik geraten (Armstrong et al., 2001) (Abb. 3). Die Lining-Technik wird als Schicht zwischen dem Dentin-Adhäsiv und dem dentalen Komposit aufgetragen und soll die Spannungen bei der Polymerisations-Kontraktion dämpfen.



Abb. 3: Lichtmikroskopische Aufnahme einer Zahnscheibe im Querschnitt. Im Querschnitt werden die einzelnen Inkremente durch schwarze Linien verdeutlicht.

Mit Hilfe dieser Technik lassen sich auftretende Schrumpfkraften minimieren, dabei ist nicht nur von Bedeutung das Volumen zu reduzieren, sondern viel frei schrumpfende Oberfläche zu erhalten und den C-Faktor herabzusetzen. Definiert ist der sogenannte Konfigurationsfaktor (C-Faktor) als Verhältnis von gebundener zu freier Kompositoberfläche einer Restauration (Frankenberger, 2010) (Abb. 4).

Untersuchungen von Feilzer et al. (1987) führten den Nachweis über einen Zusammenhang zwischen dem auftretenden Polymerisationsstress und der Kavitäten-Formgebung. Auch Antonucci et al. (2009) untersuchten den Effekt der Polymerisationsschrumpfung und die Auswirkung des C-Faktors in dentalen Kompositen. Eine kastenförmige Kavität sollte aufgrund höherer Kontaktionskräfte, die durch einen größeren Anteil an gebundenen Flächen bedingt sind, vermieden werden. Eine flache, keilförmige Präparation ist für Komposite empfehlenswert (Hellwig et al., 2009).

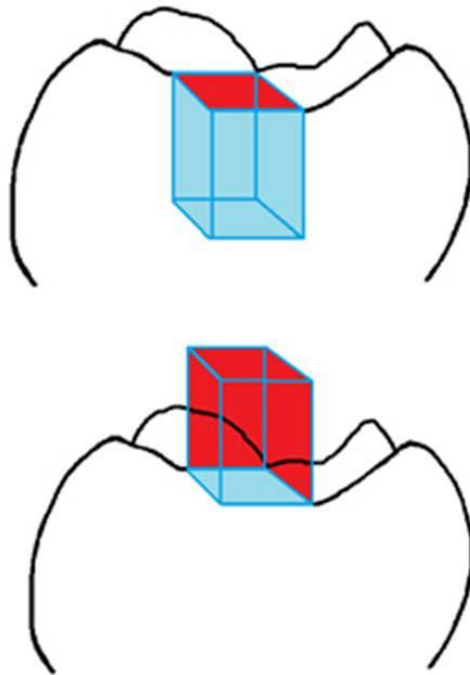


Abb. 4: Abhängigkeit des C-Faktors vom Kavitäten-Design (*Cavity configuration factor*). Der C-Faktor beschreibt das Verhältnis von freier zu gebundener Oberfläche. Die obere Grafik zeigt in Rot eine frei schrumpfende Fläche und fünf gebundenen Oberflächen (blau) im Verhältnis 5:1; die untere Grafik stellt dagegen ein Verhältnis von 1:5 dar.

In der Füllungstherapie ist es (abgesehen von *Bulk-Fill*-Kompositen) unumgänglich lichthärtende Kompositmaterialien in Form von senkrechten Inkrementen mit einer Schichtstärke von 2 mm einzeln in die Kavität einzubringen und separat zu polymerisieren (Manhart, 2012). Eine genügende Durchhärtung des Kunststoffes reduziert das reaktivierte Monomer nicht vollständig (Caughman et al., 1995), denn bei jeder radikalischen Polymerisationsreaktion ist von einem gewissen Restmonomergehalt in jedem ausgehärteten Komposit auszugehen (Ahlers, 2006). Da die Lichtintensität umgekehrt proportional zum Quadrat des Abstandes (Lichtaustrittsfenster zur Kunststoffoberfläche) ist, sollte die Lichtapplikation so nah wie möglich an das zu härtende Material gebracht werden (Hellwig et al., 2009).

Entscheidend ist ebenfalls eine zu kurze Energieeinwirkung und -leistung der Polymerisationslampe (Straehle, 1997; Caughman et al., 1995). Folglich ist die Auswirkung auf einen Langzeiterfolg einer adhäsiv befestigten Restauration einerseits von der Wahl des richtigen Haftvermittlers und ihre, nach Herstellerangaben korrekt durchgeführte Anwendung abhängig, andererseits ist die Wahl der provisorischen Befestigungsmaterialien und eine adäquate Kavitäten-Reinigung entscheidend (Fonseca et al., 2005).

4.3 Provisorische Zemente

Die temporäre Versorgung von präparierten Zähnen und Zahnlücken ist ein wesentlicher Bestandteil einer erfolgreichen definitiven Restauration (Dieterich, 2011). Das Ziel innerhalb dieser Tragedauer ist die Zahnhartsubstanz, das parodontale Gewebe und die angrenzende Gingiva zu schützen sowie die Kaufunktion, Phonetik und das ästhetische Erscheinungsbild zu garantieren (Bagis et al., 2011). Die primäre Funktion besteht im Sicherstellen der Haftung, während der Tragezeit des Provisoriums.

Es werden selbsthärtende Zemente, die durch den Einfluss von Wärme und Feuchtigkeit in der Mundhöhle abbinden, mit ihrer Unterteilung in Eugenol-haltige (Temp-Bond®) und Eugenol-freie Zemente (Temp-Bond® NE™), von den harzbasierten Befestigungsmaterialien, z.B. Temp-Bond® Clear™ (Kerr, Orange, CA, USA) unterschieden. Letztere enthalten Zink- oder Calciumoxid und polymerisieren entweder licht- oder dualhärtend zu einer elastischen, transluzenten Schicht, die dadurch verbesserte ästhetische Eigenschaften aufweisen (Dieterich, 2011).

4.3.1 Zinkoxideugenol Zemente

Der Anwendungsbereich klassischer Zinkoxideugenol-Zemente (ZnOE-Z), wie Temp-Bond® (Kerr, Orange, CA, USA) ist in der restaurativen Zahnmedizin sowie in der Endodontologie weit verbreitet (Carvalho et al., 2007; Peutzfeld et al., 1999). Sie haben eine positiv sedative Wirkung auf die Pulpa als auch eine antibakterielle und entzündungsreduzierende Eigenschaft. Auch bei einer pulpanahen Applikation kommt es zu keiner Pulpanekrose (Von Reichl et al., 2014).

Zudem ist eine Entfernung des Zinkoxideugenols (ZEO) vor der definitiven Eingliederung der Versorgung komplikationslos (Carvalho et al., 2007; Hume, 1984). ZnOE-Z setzen sich aus Eugenol (4-Allyl-2-methoxyphenol) (siehe Strukturformel von Eugenol in Abb. 5) und einem Zinkoxidpulver zusammen, die nach dem Zusammenfügen beider Komponenten unter Feuchtigkeitzufuhr einen amorphen Chelatkomplex (ZnO-Eugenolat) bilden. Diese Reaktion ist reversibel, denn bei einem erneuten Kontakt mit Feuchtigkeit kann das Eugenolat an seiner Oberfläche zu freiem Eugenol und $\text{Zn}(\text{OH})_2$ hydrolysiert werden (Wilson et al., 1970). Das nicht vollständig umgesetzte Eugenol bleibt auf der Dentinoberfläche zurück und ist in der Lage sowohl die Schmierschicht als auch das Dentin zu penetrieren (Hume, 1984).

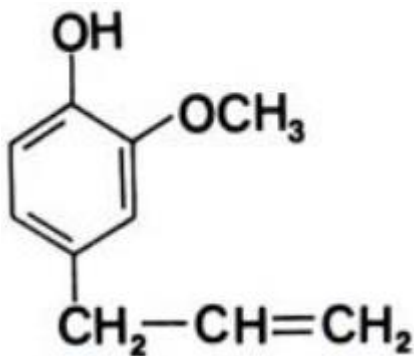


Abb. 5: Strukturformel von Eugenol, einem Phenylpropanoid mit stark reaktiver Hydroxylgruppe (aus Bajaj, 1993).

Zu den ZnOE-Zementen gehört die Gruppe der Ethoxybenzoesäurezemente (EBA Zemente). Sie sind durch den Zusatz von einer Ortho-Ethoxybenzoesäure und einem Aluminiumoxid oder Quarzanteil modifiziert worden und führen zu verbesserten Materialeigenschaften in Form einer Druckfestigkeitssteigerung und verringerten Löslichkeit. Zudem lässt sich in diesem Befestigungszement der Gehalt an Eugenol reduzieren.

4.3.2 Studien über den Einfluss von Eugenol

In neusten klinische Studien von Carvalho et al. (2014) wurde die Haftstärke an 30 extrahierten Zähnen untersucht, wobei jeweils eine plane Kavität geschaffen und die Dentineareale in einer Gruppe mit einem Zinkoxideugenol-haltigen und einem zinkoxidfreien provisorischen Zement für eine Woche versehen wurden. Anschließend ist jede Gruppe mit einem selbst-ätzenden Zement (Panavia F 2.0) und mit einem selbst-adhäsiven Zement (Rely X-U 100) gefüllt worden. Die aus dem Mikrozugversuch ermittelten μ TBS-Werte ergaben initial bei der Panavia Gruppe einen minimalen Haftkraftverlust und der Frakturmodus, welcher unter einem Rasterelektronenmikroskop (REM) beurteilt wurde, lag überwiegend im Dentin-Adhäsiv Bereich. Die Schlussfolgerung dieser Untersuchung war, dass das Vorhandensein eines Eugenol-haltigen Zements die Verbindung zwischen dem Dentin und dem Adhäsiv sowie die Haftkraft nicht beeinträchtigt.

Koch et al. (2013) beschäftigten sich in ihrer Untersuchung mit der Aufnahme von Eugenol aus Zinkoxideugenol-basiertem, temporären Befestigungsmaterial (IRM Caps) an 21 humanen Molaren und dem verbliebenen Eugenolgehalt im Dentin. Es wurde mit Hilfe des Mikrozugversuchs geprüft, ob und nach welcher Einwirkzeit (1, 7 oder 28 Tage) die Verbundfestigkeit zum Dentin beeinflusst wird. Dabei wurden keine Auswirkungen auf die Dauer der Eugenolexposition festgestellt. Eine Konditionierung mit H_3PO_4 oder EDTA reduziert die Menge an Eugenol in Dentin. Für OptiBond FL verringerten sich die μ TBS-Werte deutlich unabhängig von der Eugenoleinwirkzeit. Daher sollte eine Applikation von ZOE auf Kavitäten vermieden werden, bei denen später eine adhäsive Verklebung der definitiven Restauration geplant ist.

Untersuchungen zum polymerisationsinhibitorischen Effekt auf die Haftung von indirekten Restaurationen ergeben widersprüchliche Ergebnisse. Während einige Autoren keine adhäsive Beeinflussung nachweisen (Ganss und Jung, 1998), bestätigen andere Autoren in klinischen Studien ihre negative Auswirkung (Peutzfeld und Asmussen 2006; Nasreen et al., 2014). Einige Publikationen belegen durch Rückstände des Inhaltstoffes Eugenol einen reduzierenden Effekt auf die Haftkraft eines definitiven Zementierungsmaterials (Bagis, 2011; Ribeiro et al., 2011).

Die vielen kontroversen Studien und Untersuchungen über eine negative Beeinflussung von Eugenol auf den Haftverbund der Adhäsive führt zu folgenden Problemstellungen:

4.4 Fragestellungen

1. Wie wirkt sich Eugenol-haltiger provisorischer Befestigungszement auf die Mikrozugfestigkeit aus?
2. Welchen Effekt hat die Kavitäten-Reinigung auf die Haftkraft der Dentin-Adhäsion?
3. Mit welcher der getesteten Reinigungsmaßnahmen ist die beste Haftkraft zu erzielen?

5 Material und Methoden

5.1 Übersicht der verwendeten Materialien

Tab. 3: Verwendete Materialien mit Materialinformation gemäß Herstellerangaben.

Material- beschreibung	Herstellername	Hersteller	Materialbestandteile
Provisorischer Befestigungs- zement	Temp-Bond®	Kerr Corporation (Orange, CA, USA)	Akzelerator: 30-60% Eugenol Basismaterial: 60-100% Zinkoxid 5-10% Petroleum
	Temp-Bond® NE™	Kerr Corporation (Orange, CA, USA)	Akzelerator : polyorganische Säuren Basismaterial: 60-100% Zinkoxid 5-10% Petroleum
Adhäsiv- System	Syntac® <i>Primer</i> Adhäsiv <i>Heliobond</i>	Ivoclar Vivadent AG, (Ellwangen, Deutschland)	Total Etch: 37% Phosphorsäure Primer: Triethylenglycoldimethacrylat Polyethylenglycoldimethacrylat Maleinsäure Aceton Adhäsiv: Polyethylenglycoldimethacrylat Glutaraldehyd Maleinsäure Heliobond: Bis-GMA Triethylenglycoldimethacrylat, Stabilisatoren Katalysatoren

Tab. 3: Verwendete Materialien mit Materialinformation gemäß Herstellerangaben.

Material- beschreibung	Herstellernamen	Hersteller	Materialbestandteile
Lichthärtender, radiopaker Nanohybrid- komposit	Venus® Diamond	Heraeus Kulzer GmbH (Hanau, Deutschland)	TCD-DI-HEA UDMA Barium-Aluminium-Fluorid- Glas diskrete Nanopartikel
Aluminiumoxid	RONDOflex Plus Powder	KaVo Dental GmbH (Biberach/Riß, Deutschland)	90-100 Gew.-% Aluminiumoxid
Glycinpulver	Clinpro™ Prophy Powder®	3M™ ESPE™ AG (Seefeld, Deutschland)	>99 Gew.-% Glycin <1 Gew.-% Siliziumdioxid mit Silan behandelt

5.2 Vorbehandlung und Kavitäten-Präparation

Als Untersuchungsinstanz dienten 45 humane, karies- und füllungsfreie Weisheitszähne, die sofort nach Extraktion in 1%-iger Chloramin-T-Lösung (Bernd Kraft GmbH, Duisburg, Deutschland) für 14 Tage aufbewahrt wurden. Anschließend wurden die Zahn- und Wurzeloberflächen einer manuellen Reinigung mit Scalern (H6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen, Deutschland) unterzogen und letzte Gewebereste unter Verwendung eines blauen Winkelstücks (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) bei max. 40.000 U/min mit einer Reinigungspaste auf Zirkonium-Silikat Basis (Zircate® Prophy Paste, DENTSPLY DeTrey GmbH, Konstanz) entfernt. Bis zu den weiteren Schritten der Probenherstellung (siehe Kapitel: 5.9. Versuchsablauf) erfolgte die Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung (0,9%-ige Natriumchlorid-Lösung; AlleMan Pharma GmbH, Rimbach, Deutschland) bei einer Raumtemperatur von 20°C. Die Versuchsvorbereitung und -durchführung fand innerhalb der folgenden 12 Monate statt. Um eine Freilegung der Dentinflächen zu erzielen, wurde jede Zahnkrone mit einer kastenförmigen, okklusalen Präparation entsprechend der Klasse-I-Kavität versehen.

Bei permanenter Wasserkühlung und einer nach Herstellerangaben optimierten Umdrehungszahl von max. 136.000 U/min wurde die Kavität mit einem roten Winkelstück (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) und mit zylinderförmigen Diamantschleifern (Zylinder kurz mit scharfer Kante, 4 mm Länge und 1,4 mm Querschnitt, grüne Körnung, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) mit einer Mindestdtiefe von 4 mm durch Abgleich mit einer Paradontalsonden-Skala genormt (Abb. 6). Dadurch wurde eine vergleichbare Dentinbeschaffenheit oberhalb der Pulpa bei allen bearbeiteten Zähnen erreicht. Eine hohe Anzahl an Zahnstäbchen für den nachfolgenden Sägeprozess wurde durch eine maximale Extension der Kavitätenlänge- und -breite (max. 1 mm Restwandstärke des Zahnkronenrandes) erreicht. Diese standardisierten Dentinproben wurden abschließend mit einem Arkansasstein in Zylinderform (Arkansas 6 mm Länge und 2,5 mm Querschnitt, Komet, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) finiert und der Kavitätenboden geglättet.

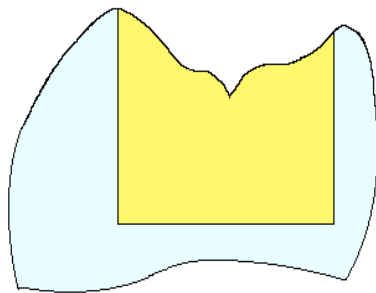


Abb. 6: KI-I-Kavität in schematischer Darstellung im Querschnitt. Die gelbe Fläche zeigt das Kavitätenlumen, die hellblauen Bereiche zeigen die bestehenden Schmelz- und Dentinareale des Zahnes.

5.3 Gruppeneinteilung

Die gesamte Untersuchungsreihe wurde randomisiert in zwei Haupt- und eine Kontrollgruppe eingeteilt. Die Hauptgruppen ergaben sich aus der Art des verwendeten provisorischen Befestigungszements. Bei der Hauptgruppe A wurde Temp-Bond® und bei der Hauptgruppe B Temp-Bond® NE™ (Temp-Bond®, Temp-Bond® NE™, Kerr Corporation, Orange, CA, USA) für eine Lagerungszeit von 7 Tagen in die Kavität eingebracht und in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt.

Innerhalb der beiden Hauptgruppen sind die Proben erneut randomisiert auf vier Untergruppen zu je fünf Zähnen verteilt worden, die sich jeweils über die durchgeführte Kavitäten-Oberflächenreinigung (siehe Kapitel: 5.5) vor dem Legen der Füllung definierten (Tab. 4). Die Zuordnung zur genauen Gruppenbezeichnung findet sich auch in Abb. 14 und Abb. 15.

Tab. 4: Einteilung der präparierten Zähne in Hauptgruppen und Untergruppen

Hauptgruppe I: Eugenol (Temp-Bond®)	
Untergruppe 1	manuelle Entfernung (Scaler/Excavator); Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 2	10 Sek. Sandstrahlen mit Aluminiumoxid; Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 3	10 Sek. Glycinstrahlung; Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 4	manuelle Entfernung (Scaler/Excavator); Syntac® <i>Etch-and-rinse</i>
Hauptgruppe II: Eugenol-frei (Temp-Bond® NE™)	
Untergruppe 5	manuelle Entfernung (Scaler/Excavator); Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 6	10 Sek. Sandstrahlen mit Aluminiumoxid; Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 7	10 Sek. Glycinstrahlung; Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond
Untergruppe 8	manuelle Entfernung (Scaler/Excavator); Syntac® <i>Etch-and-rinse</i>
Kontrollgruppe	
Syntac® <i>Etch-and-rinse</i> + Venus® Diamond	

5.4 Kavitäten-Reinigung

Im ersten und vierten Versuchsblock (Untergruppen 1 und 4) wurde das provisorische Füllungsmaterial manuell mittels konventionellen Handinstrumenten (Scaler und Excavator) entfernt, in der zweiten Untergruppe durch ein 10-sekündiges Sandstrahlen senkrecht zum Kavitätenboden mit Aluminiumoxidpulver (RONDOflex Plus Powder, mit der Körnung 50 µm, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) bei einem Abstand von 5 mm zur Okklusionsfläche mit den zugeführten Medien Luft und Wasser. In der dritten Untergruppe erfolgte die Reinigung der Kavitäten nach gleichem Vorgehen mit Glycinpulver (Clinpro™ Glycine Prophy Powder® 3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland). Beide Bestrahlungsvorgänge wurden mit einem dentalen Pulverstrahlgerät (RONDOflex plus 360, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) durchgeführt und im Anschluss die Kavität gründlich mit Wasser gespült, um verbliebene Partikelrückstände suffizient zu entfernen.

5.5 Legen der Kompositfüllung

Bei jeder Untergruppe wurden in einem Arbeitsschritt die Schmelzoberflächen für 30 Sek. mit einer 37%-igen Phosphorsäurekonditionierung (Total Etch®, Ivoclar Vivadent, Ellwangen Deutschland) und simultan im gleichen Schritt die Dentinanteile mit 15 Sek. vorbehandelt. Nachfolgend wurden alle Reste mit einem Wasser-Luft-Spray für mindestens 15 Sek. lang gründlich abgespült und die Oberflächen mit Öl-freier Luft getrocknet, wobei ein Austrocknen des Dentins zu vermeiden war. Als Konditionierung bzw. Haftvermittler für das Dentin wurde ein Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-System, Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) sowie ein Nanohybridkomposit (Venus® Diamond, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) gewählt. *Microbrushes* (Microbrush™ Regular Size 2,0 mm, Grafton, USA) dienten als Applikationshilfe der folgenden Arbeitsschritte: Der *Primer*, der die hydrophile Dentinoberfläche mithilfe amphiphiler Moleküle modifiziert, benötigte eine 15-sekündige Einwirkzeit; das Adhäsiv 10 Sek., um die freigelegten Kollagenfasern im Dentin mit Kunststoffen zu infiltrieren und *Polymertags* zu bilden. Die Materialüberschüsse der einzelnen Komponenten wurden nach jedem Schritt vorsichtig mit Luft verblasen und moderat getrocknet.

Das *Bonding*, ein lichthärtender Haftvermittler zur Vernetzung mit dem Komposit, wurde zusätzlich mit einer Polymerisationslampe (Elipar 2500, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) bei einem Abstand von 2 mm für 20 Sek. mit einer Lichtleistung mehr als 550 mW/cm² bestrahlt. Es wurde stets darauf geachtet, dass die Kavitäten und die verwendeten Materialien weder mit Wasser noch mit den Handschuhen in Kontakt kamen. Das Verarbeitungsverfahren sowie das Einbringen des Nano-Hybrid-Komposits wurde entsprechend der Herstellerempfehlung für die UG 1-3 in der Farbcodierung A3 durchgeführt (Tab. 5). Die UG 4 und 8 sind jeweils nur mit dem Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-System vorbehandelt worden und erhielten keine Kompositfüllung.

Tab. 5: Verarbeitung des Adhäsiv-Systems und Komposits nach Herstellerangaben

Syntac® (Vier-Schritt- <i>Etch-and-rinse</i> -Technik)	Einwirkzeit nach Auftrag (Sek.)	Anwendung	Belichtungszeit der Polymerisationslampe (Sek.)
Total Etch® <i>Etch-and-rinse</i>	30	Material mind. 15 Sek. mit Wasser absprühen und trocknen	0
Syntac® <i>Primer</i>	15	Materialüberschuss mit Luft verblasen, moderat trocknen mit Speichelzieher	0
Syntac® Adhäsiv	10	Materialüberschuss mit Luft verblasen, moderat trocknen mit Speichelzieher	0
Syntac® <i>Bonding</i>	direkt	Materialüberschuss mit Luft verblasen, moderat trocknen mit Speichelzieher	20
Venus® Diamond			
	Zügiges Einbringen aufgrund der Lichtsensibilität	Einbringen in die Kavität, Verdichten ohne Lufteinschlüsse	40

Die mit Komposit zu ersetzende Höhe von 4 mm ist mittels Kugelstopfer und Heidemannspatel plastisch aufgebaut worden. Dabei wurde die Inkrement-Schichttechnik angewandt, bei der einzelne Komposit-Schichten von maximal 2 mm aufgebaut und jeweils für 40 Sek. polymerisiert wurden (Abb. 7). Die Abschlusschicht zur Zahnoberfläche wurde ebenmäßig flach gestaltet.

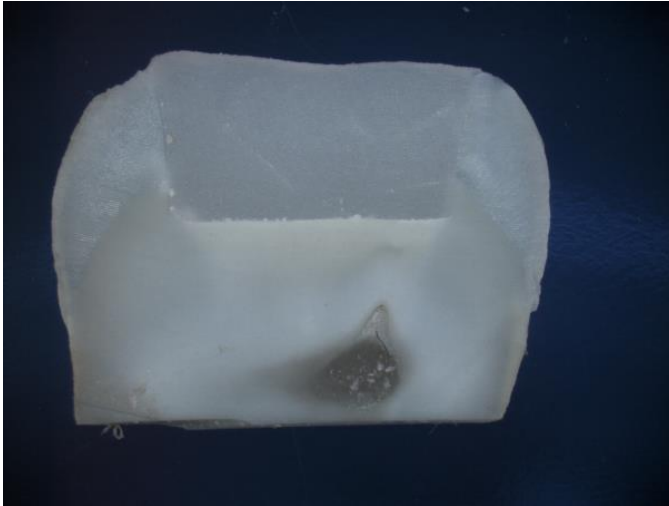


Abb. 7: Querschnitt einer Zahnscheibe mit kunststoffgefüllter Kl.-I-Kavität

Proben der Untergruppe 4 unterscheiden sich von den anderen dahingehend, dass die standardisierten Schmelzoberflächen lediglich einer Anwendung der *Etch-and-rinse*-Technik unterzogen wurden, bei der die 37%-ige Phosphorsäure nach 30 Sek. von den Schmelz- und nach 15 Sek. von den Dentinarealen mit H₂O mindestens 15 Sek. Mit Wasser abgesprüht wurde. Um den Einfluss des verwendeten provisorischen Befestigungszements auf die Zugfestigkeit des adhäsiven Verbunds zu testen, wurde eine Kontrollgruppe à fünf Proben hergestellt.

5.6 Sägeprozess

Zur Herstellung der Zahnscheiben, siehe Schritt 2 (Sägeprozess) in Abb. 14 und 15 Kapitel 5.9 Versuchsaufbau, wurde zunächst die Zahnkrone auf einem Probenhalter mit Klebewachs (Supradent-Wachs, Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) fixiert. Anschließend konnte der Wurzelanteil mit Hilfe einer langsam drehenden Präzisionskreissäge (IsoMet™ 1000 Precision Saw, Buehler Ltd., Illinois, USA) bei 350 U/min und 200 g Gewicht unter permanenter Wasserkühlung abgetrennt werden (Abb. 8).

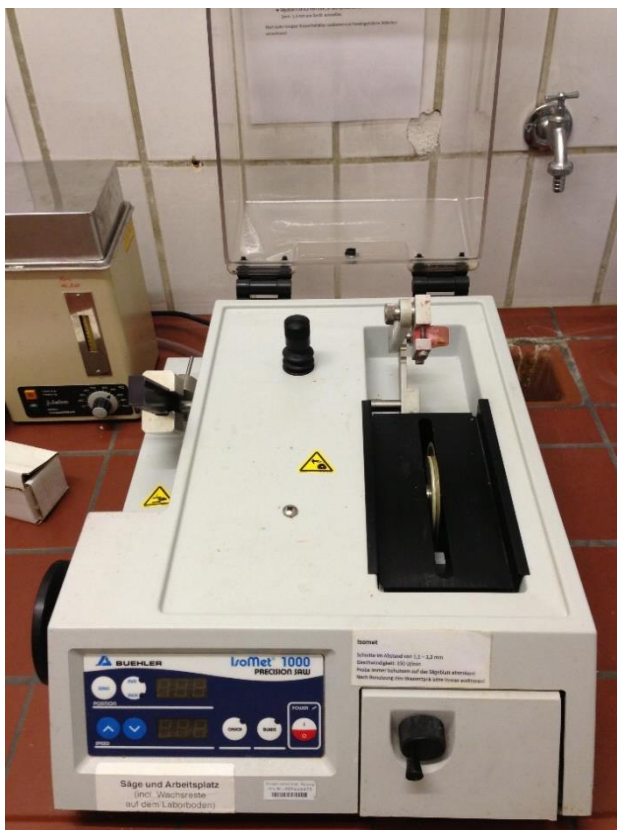


Abb. 8: Präzisionskreissäge mit 250 U/min und 200 g. (IsoMet™ 1000 Precision Saw, Buehler Ltd., Illinois, USA).

Die Anfangs- und End-Scheiben, die nicht vollständig in der Komposit-Restauration lagen, wurden verworfen. Anschließend wurde im selben Verfahren aus der Zahnkrone die Herstellung von 700 µm dicken Scheiben entlang der Zahnachse in orovestibulärer Richtung ausgeführt (Abb. 9).

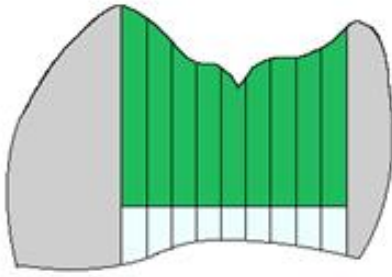


Abb. 9: Schematische Darstellung der Herstellung der Zahnscheiben. Gezeigt wird eine Zahnkrone mit abgetrennter Wurzel, die als Zahnscheiben vertikal gesägt wurden; grün hinterlegte Felder zeigen die kunststoffgefüllte Kl.-I-Kavität, hellblaue Bereiche verdeutlichen das Dentin und graue Areale stellen den Verschnitt dar.

Im folgenden Schritt wurden die Scheiben bei einer Geschwindigkeitseinstellung von 250 U/min und einem Gewicht von 200 g in Stäbchen als Vorbereitung für die *Microtensile*-Untersuchung (5.7) zersägt. Diese im Querschnitt quadratischen Stäbchen, bestehen aus einem Composite- und einem Dentinanteil. Da das Sägeblatt selbst eine Stärke von 300 μm besitzt, musste die Abstandsmarkierung zum Sägen auf 1mm voreingestellt werden, damit die Zahnstäbchen durchschnittlich einer Schichtdicke von 0,7 mm entsprechen (Abb. 10). Um das Austrocknen der Prüfkörper zu verhindern, wurden sie, während der Bearbeitung stets feucht gehalten und in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Die Stäbchenausbeute (Anzahl der erhaltenen Zahnstäbchen) nach dem Sägevorgang wurde zur quantitativen Analyse verwendet.



Abb. 10: Schematische Darstellung der Zahnstäbchen als fertige Prüfkörper für die *Microtensile*-Untersuchung nach horizontalem Sägen. Grüne Bereiche zeigen den Kunststoffanteil; hellblaue Bereiche zeigen den Dentinanteil; der Querschnitt beträgt 0,7 mm^2 .

5.7 Mikrozugfestigkeitsuntersuchung

Die angefertigten Zahnstäbchen sind einer Mikrozugfestigkeitsuntersuchung (*Microtensile*) ausgesetzt worden, indem sie in einer Prüfmaschine (Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland, Abb. 11) mittels Klebtechnik (Supradent-Wachs, Chemisches Dental-Labor Oppermann-Schwedler, Bonn, Deutschland) belastungs- bzw. spannungsfrei fixiert und bis zum Bruch zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial in horizontaler Richtung unter Zugbelastung auseinander bewegt wurden.

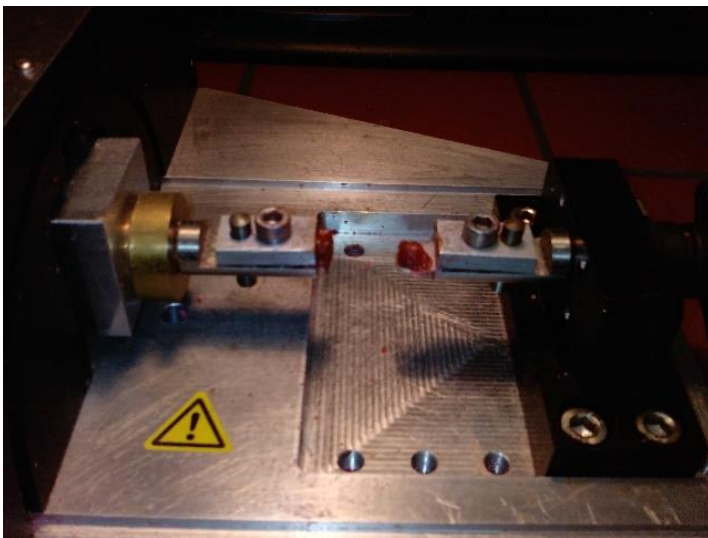


Abb. 11: Kleinlast-Prüfmaschine. Gezeigt wird die Maschine im inaktiven Zustand mit einer beidseitigen Klebewachsarretierung, um die einzelnen Zahnstäbchen für den Mikrozugfestigkeitsversuch zu befestigen.

Dabei sollten auftretende Scherkräfte durch ein möglichst vertikales Anordnen der Prüfkörper vermieden werden. Es handelt sich hierbei um einen dynamischen Messvorgang mit einem Zugweg von 0,5 mm, einer Zugkraft von 50 N und einer konstanten Transversengeschwindigkeit von 1 mm/min. Die notwendige Kraft (N), die zu einem Bruch der Messproben führt, wurde aufgenommen und graphisch festgehalten. Auch bei dem Versuch, die Stäbchen möglichst spannungsfrei zu fixieren, kann durch die Kontraktion des Waxes beim Ändern seines Aggregatzustandes (flüssig zu fest), nicht vermieden werden, dass eine gewisse minimale Zugspannung entsteht.

Ebenfalls bleibt nach der Fraktur an dem Sensor ein sehr geringes Ausmaß an Zugkraft zurück, die auch auf die Fixierung im Klebewachs zurückzuführen ist. Nach der Subtraktion dieser zusätzlichen Messwerte erhält man das entscheidende Messergebnis. Für die Berechnung der Mikrozugfähigkeit sind zuletzt die genauen Maße der Bruchflächen nötig und können mit Hilfe des digitalen Messschiebers Connex® COXT 710350 - Din 862 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen Deutschland) durch Messung der Seitenlängen der Zahnstäbchen an ihren Bruchstellen bestimmt werden. Die Werte werden in Megapascal ($1 \text{ N/mm}^2 = 1 \text{ Million Pa} = 1 \text{ MPa}$) angegeben und zu folgender Formel ermittelt: $\text{Sigma } \sigma \text{ (in MPa)} = F \text{ (Force) (in Newton)} / A \text{ (Area) (in mm}^2\text{)}$.

5.8 Untersuchung der Bruchstellen mittels REM

Zur Durchführung einer qualitativen Probenanalysierung wurden nach dem Mikrozugfestigkeitsversuch aus jeder Untergruppe insgesamt 10-15 Proben der Sollbruchstelle (*Adhäsiv-Interface*) ausgewählt und hierbei nur das zahnbezogene Fragment für die weiteren Vorgänge verwendet. Der Komposit-Teil des Zahnstäbchens wurde verworfen. Bis zu sieben Proben können jeweils auf einem Aluminium-Standardprobenteller (Probenteller für Rasterelektronenmikroskope, Tellerdurchmesser 12,5 mm, Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) mit dem konduktiven Karbonzement „Leit-C-Plast“ (Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) fixiert werden (Abb. 12).



Abb. 12: Fixierung der Zahnstäbchen. Zahnstäbchen (hier: der UG 1- 4) wurden vor dem *Sputter*-Vorgang mit konduktivem Karbonzement auf Aluminium-Standardprobenteller fixiert.

Um die ehemalige Verbundzone der Dentalbereiche an einer Bruchstelle elektrisch leitfähig machen zu können, wurde ihre Oberfläche durch ein Beschichtungsgerät „*Sputter Coater S150B Edwards*“ (VTM GmbH, Ilbenstadt, Deutschland) unter einem Vakuum von 3×10^{-1} mbar mit Schutzgas (Argon) geflutet und bei einer Spannung zwischen 10-50 mA mit einer 3-20 nm dicken Goldplatinschicht (AuPd) benetzt (Abb. 13).

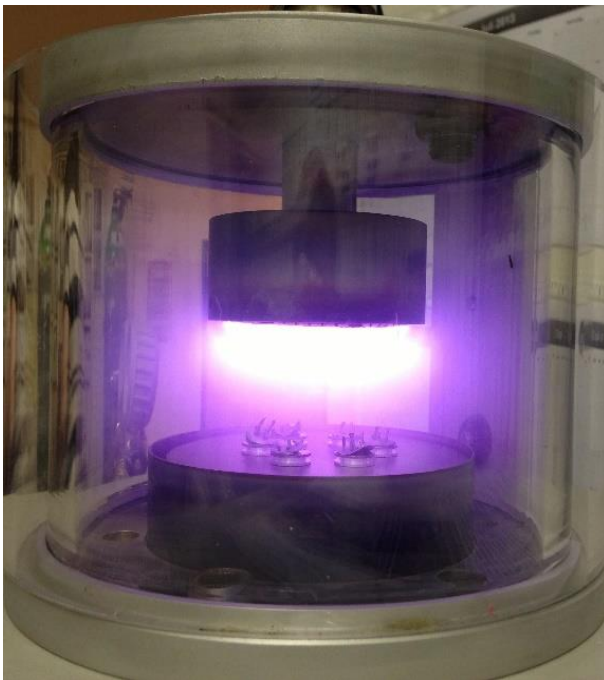


Abb. 13: Aktiver Sputter-Vorgang. Gezeigt wird ein aktiver *Sputter*-Vorgang mit senkrecht aufgebrachten Zahnstäbchen, die nach dem Mikrozugfestigkeitsversuch mit der Bruchstelle nach oben auf einem Probenhalter ausgerichtet wurden und anschließend in einem Objektträger für die Oberflächenuntersuchung am REM positioniert wurden.

Durch dieses Vorgehen können die Oberflächenmorphologie der Proben und eventuelle Partikelrückstände unter dem Rasterelektronenmikroskop (Phenom Pro, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande) untersucht werden. Zur qualitativen Analyse der Frakturen wurden Übersichtsaufnahmen in 200-300-facher Vergrößerung sowie Aufnahmen in 1000-1200-fachen Vergrößerung bildlich dokumentiert.

5.9 Versuchsablauf

Bei der Versuchsdurchführung wurde zunächst eine randomisierte Unterteilung in eine Experimentalgruppe (à 40 Zähne) und eine Kontrollgruppe (à 5 Zähne) vorgenommen. Die einzelnen Arbeitsschritte werden in Abb. 14 (folgende Seite) für die Experimentalgruppe veranschaulicht. Die Abbildung 15 auf Seite 36 demonstriert den Prozessablauf der Probenherstellung in der Kontrollgruppe ohne die Verwendung eines provisorischen Zements.

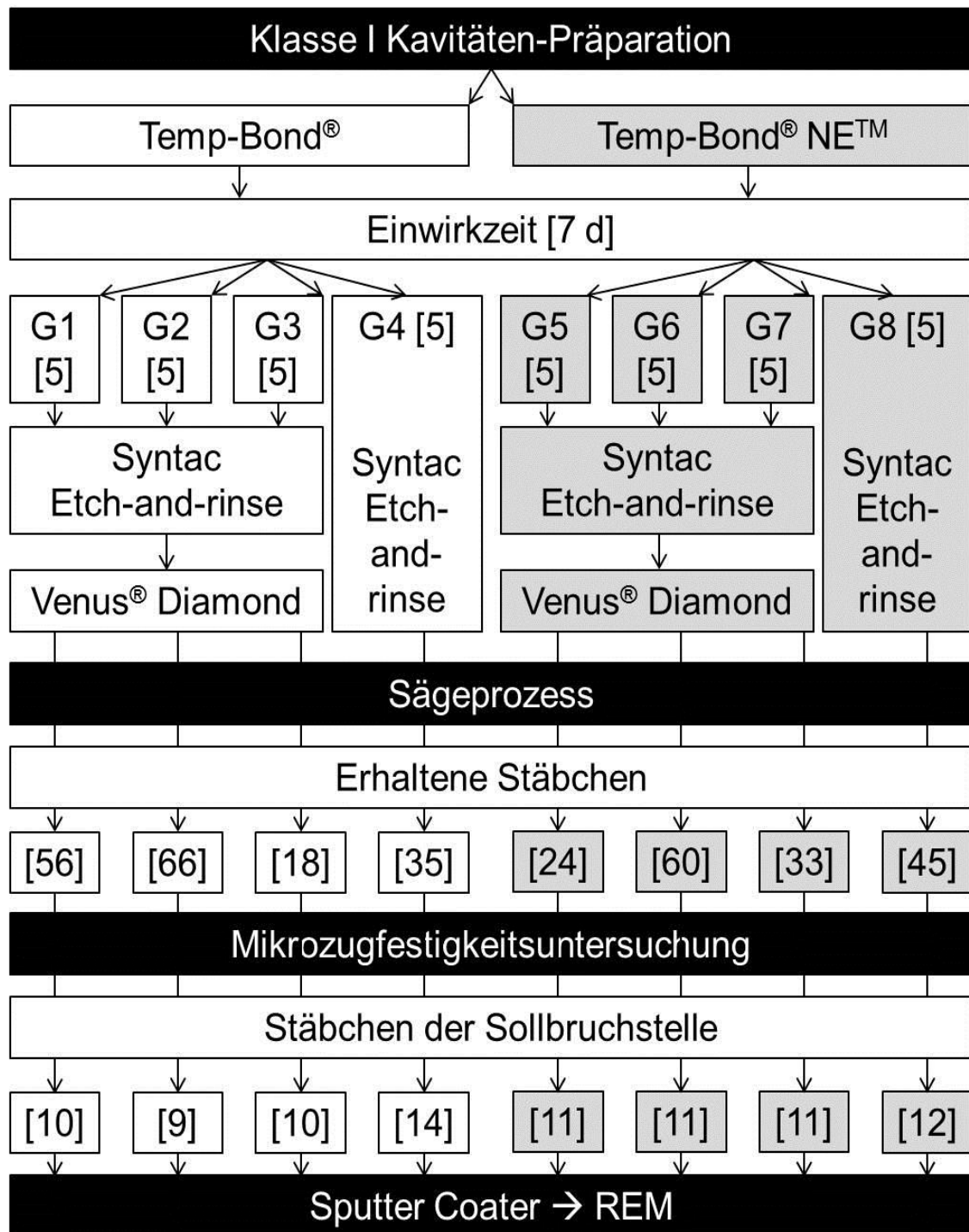


Abb. 14: Arbeitsschritte der Untergruppe. Ausgehend von n = 40 humanen Molaren wird jede weitere Anzahl in eckigen Klammern angegeben. G1-G8 bezeichnen die Untergruppen 1 bis 8.



Abb. 15: Arbeitsschritte der Kontrollgruppe. Ausgehend von $n = 5$ humanen Molaren wird jede weitere Anzahl in eckigen Klammern angegeben.

5.10 Statistische Auswertung

Um die Qualität des Produktes beurteilen zu können, wurden die Haftwerte aus dem *Microtensile*-Versuch herangezogen und miteinander verglichen. Die resultierenden Angaben sollen Rückschlüsse auf eine klinische Eignung geben. Zahnstäbchen, die während des Sägeprozederes oder Messverfahrens vorzeitig gebrochen sind, wurden mit 0 MPa-Werten in das Gesamtergebnis aufgenommen.

In dieser Studie wurden die zwei Hauptgruppen randomisiert in insgesamt acht Untergruppen zu einer Gruppengröße von $n = 5$ eingeteilt und zu den entsprechenden Ergebnissen der Mikrozugfähigkeitsmessungen jeweils Mittel- und Standardabweichung berechnet. Die Datenauswertung erfolgte unter der SPSS Version 17.0 für Windows XP (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Das Ergebnis der angewendeten statistischen Testverfahren wurde aus dem Signifikanzwert p (p -Wert) berechnet. Je kleiner er ausfällt, desto größer ist die Wahrscheinlichkeit, dass die Nullhypothese („es gibt keinen Unterschied“) abgelehnt und die Arbeitshypothese („es gibt einen Unterschied“) angenommen werden kann. Das Signifikanzniveau α gibt die Irrtumswahrscheinlichkeit an, bei der die Nullhypothese fälschlicherweise angenommen wird. Als übliches Signifikanzniveau wird $\alpha = 0,05$ verwendet. „Signifikante Testgrößen“ erreichen einen Signifikanzwert von $p \leq 0,05$ und es wird von einem nicht zufallsbedingten Gruppenunterschied ausgegangen. Als „hoch signifikant“ werden Testgrößen von $p \leq 0,001$ bezeichnet und „schwach signifikante“ Testgrößen liefern einen p -Wert von $p < 0,1$ (Hedderich und Sachs, 2016).

Nachfolgend sind aus den einzelnen Mittelwerten des *Microtensile*-Versuches die angewendeten statistischen Testverfahren kurz erläutert: Zur Überprüfung, ob die vorhandene Verteilung von einer Normalverteilung abweicht, wurde der Anpassungstest nach Kolmogorov-Smirnov angewendet. Im Falle einer Normalverteilung, wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA (*analysis of variance*) zum Mittelwertvergleich herangezogen; anderenfalls kamen nicht-parametrische Tests zum Gebrauch, wie der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test und der Mann-Whitney U-Testes zur Anwendung. Beide gehören zu den mehrfaktoriellen Varianzanalysen. Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test vergleicht zwei abhängige Stichprobenpaare miteinander und zählt zusätzlich die Anzahl der positiven und negativen Differenzen (Bühl, 2006) bzw. ob die positiven und negativen Rangunterschiede voneinander abweichen.

Die Durchführung eines Mann-Whitney U-Testes prüft auf der Basis von Rangordnungen, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören, mit anderen Worten, ob sie dieselbe Messgröße wiedergeben. So können Mittelwertsdifferenzen zweier Experimentalgruppen oder einer Experimentalgruppe im Vergleich zu einer Kontrollgruppe untersucht werden. Das Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm untersucht unabhängige Stichproben auf dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$. Die Signifikanzebene wurde auf $\alpha = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ (k = Anzahl der durchgeführten Paarvergleiche) adjustiert.

Einerseits ist in dieser Studie der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet worden, um zu untersuchen, ob die Wahl des provisorischen Zements – Eugenol-haltig oder Eugenol-frei (Hauptgruppenvergleich in Bezug zur Kontrollgruppe) – einen signifikanten Unterschied auf die adhäsive Haftkraft hat. Andererseits stellte der Mann-Whitney-U-Test dar, welche Untergruppen untereinander signifikante Haftwerte aufweisen, also die verschiedenen Reinigungsmethoden vor dem Legen der Kunststofffüllungen (manuell mit Scaler und Excavator, Aluminuimoxidpulver und Glycinpulver). Die einzelnen Untergruppen wurden dabei paarweise miteinander verglichen: UG 1 und 5, UG 2 und 6, UG 3 und 7 und zuletzt UG 4 und 8. Die statistische Auswertung der Experimentalgruppen ist tabellarisch aufgeführt und die signifikanten Diskrepanzen untereinander sind durch die Ergebnisse des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm durch die Buchstaben A-D präsentiert. Hierbei verdeutlichen gleiche Buchstaben keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$) und unterschiedliche Buchstaben hingegen einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$). Die Untergruppen, welchen die Bezeichnung „BC“ zugeordnet wird, sind weder zur statistischen Subgruppe B noch zu C signifikant unterschiedlich (Tab. 6).

Tab. 6: Statistische Auswertung der Experimentalgruppen. Angegeben sind jeweils die Mittelwerte (MPa) und Standardabweichung (SD). Die statistische Subgruppe kennzeichnet die Homogenität im Gruppenvergleich.

Untergruppe	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Mittelwert (MPa)	8,2	16,4	15,2	14,9	7,1	18,4	17,6	15,4	19,5
Standardabweichung (SD)	3,2	4,3	3,5	3,2	2,1	4,0	4,5	4,3	3,1
Statistische Subgruppe	D	B	BC	C	D	B	B	BC	A

6 Ergebnisse

6.1. Klassifikation der Bruchverläufe

Zu den einzelnen Untergruppen, bei denen während des Zugversuches eine Fraktur innerhalb der Sollbruchstelle verzeichnet wurde, sind rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen angefertigt worden. Jede Bruchfläche einer Sollbruchstelle ist jeweils in ca. 260-facher und ca. 1000-facher Vergrößerung dokumentiert. Durch den Vergleich der Oberflächenstrukturen untereinander ist eine Einteilung der Frakturen in drei Muster erfolgt. Der kohäsive Bruch ist charakterisiert als ein Frakturbereich innerhalb eines gleichartigen Materials (Dentin, Hybridschicht oder Füllungswerkstoff). Bei einem adhäsiven Bruch liegt der Bruchverlauf zwischen zwei verschiedenen Werkstoffen (Dentin-Hybridschicht; Hybridschicht-Füllungswerkstoff). Zuletzt kann der kombinierte Bruch differenziert werden, der eine Mischform aus kohäsivem und adhäsivem Bruch darstellt.

6.2 Ergebnisse der Eugenol-haltigen-Gruppen (Temp-Bond®)

6.2.1 Untergruppe 1

Diese Gruppe hat nach der Verwendung und 7-tägiger Tragedauer eines Eugenol-haltigen Zements mit anschließender manueller Entfernung mittels Scaler und Excavator den ermittelten Durchschnittswert der Dentinhaftung von 8,2 MPa und einer Standardabweichung von $\pm 3,2$ SD und unterscheidet sich von UG 6 (18,4 MPa $\pm 4,0$ SD) und 7 (17,6 MPa $\pm 4,5$ SD) signifikant ($p < 0,05$). Die UG 5 erreicht ähnliche Werte (7,1 MPa $\pm 2,1$ SD) und entspricht der gleichen statistischen Subgruppe. Die nachfolgende Abb. 16 bringt die Kraft (in Newton) in Zusammenhang mit dem Verfahrensweg (in mm) und präsentiert den graphischen Verlauf, bei dem eine Zugkraft auf das Stäbchen bis zu ihrem Bruch ausgeübt wird.

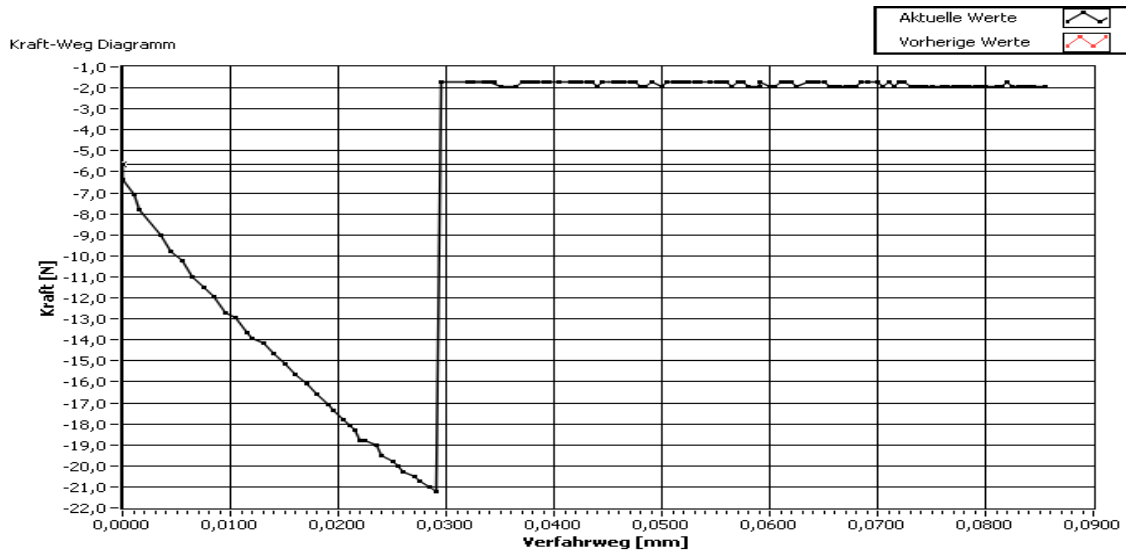


Abb. 16: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 1. Beispielhaft kann hier bei einer Zugkraft von 18,31 Newton ein Bruch des Komposit-Dentin Interfaces verzeichnet werden.

Bei einem Großteil der Frakturoberflächen dieser Gruppe wurden bei der Auswertung kombiniert adhäsive-kohäsiv Brüche unter dem REM festgestellt; diese sind beispielhaft in Abb. 17 dargestellt. Die Gesamtfläche dieser Areale veranschaulicht ein regelmäßig angeordnetes Areal, das mit Monomer verschlossene Dentintubuli charakterisiert ist. Die unteren Eckbereiche des Stäbchens (linkes Bild) sowie einzelne runde Bereiche zeigen *Bonding*-Ausrisse (rechtes Bild).

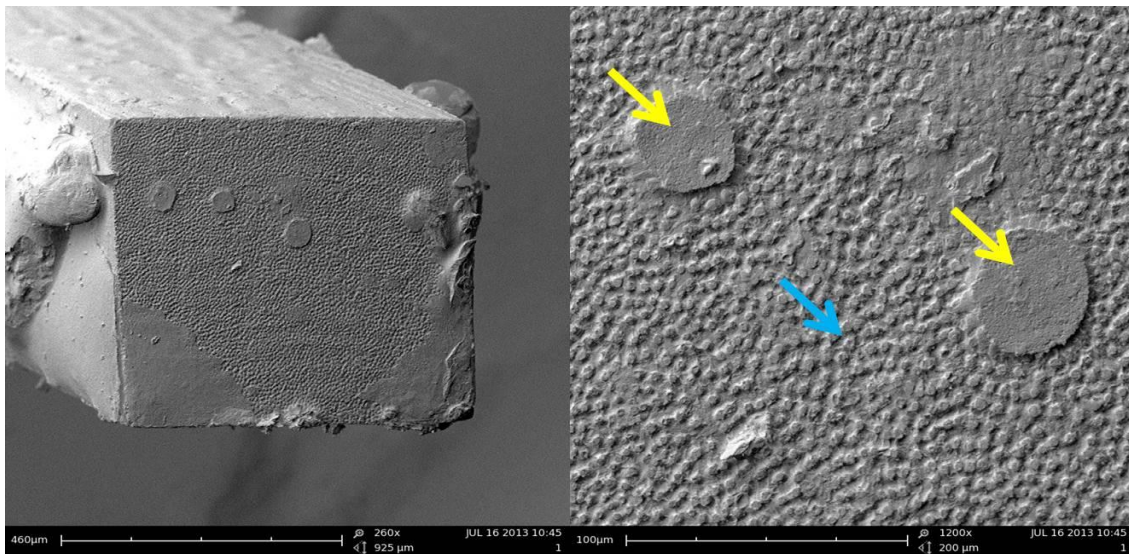


Abb. 17: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 1 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1200x). Charakteristisch sind versiegelte Dentinkanäle-Öffnungen (blauer Pfeil) und kreisförmig angeordnete *Bonding*-Überreste (gelbe Pfeile).

6.2.2 Untergruppe 2

In dieser Gruppe wurde als provisorischer Befestigungszement Temp-Bond® verwendet und mit einem Aluminiumoxidpulver durch Bestrahlung wieder entfernt. Hier kann ein durchschnittlichen Dentinhaftwert von $(16,4 \text{ MPa} \pm 4,3 \text{ SD})$ erreicht werden. Damit unterscheidet er sich von UG 1 ($8,2 \text{ MPa} \pm 3,2 \text{ SD}$) und 5 ($7,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ SD}$) signifikant ($p < 0,05$). Die UG 6 ($18,4 \text{ MPa} \pm 4,0 \text{ SD}$) und 7 erreichen ähnliche Werte ($17,6 \text{ MPa} \pm 4,5 \text{ SD}$) und entsprechen der gleichen Signifikanz. Die Abb. 18 zeigt in einem Kraft-Weg-Diagramm des *Microtensile*-Versuches das Verhalten eines Prüfkörpers der zweiten Gruppe bis zur Fraktur.

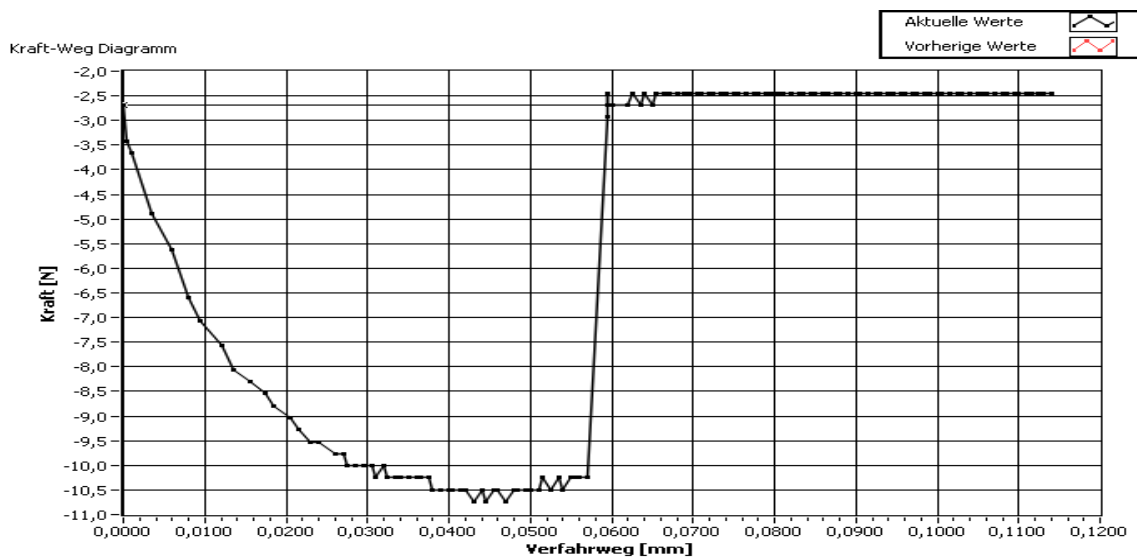


Abb. 18: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 2. Die Abbildung präsentiert beispielhaft bei einer Krafteinwirkung von 8,3 Newton die Fraktur eines Stäbchens aus der 2. Versuchsgruppe.

Die Analyse der Komposit-Dentin-Bruchstellen unter dem Rasterelektronenmikroskop lässt überwiegend kombiniert adhäsiv-kohäsive Frakturen erkennen, wie es exemplarisch für diese Gruppe aus dem nachfolgenden REM-Bild (Abb. 19) zu entnehmen ist. Der dargestellte Abbildungsbereich kennzeichnet eine Frakturzone, die einerseits im Füllungswerkstoff (*Bonding*), andererseits innerhalb der Hybridschicht liegt. Zu erkennen ist eine stark strukturierte Fläche, verursacht durch erhabene Dentinkanälchen und flache Bereiche des intertubulären Dentins.

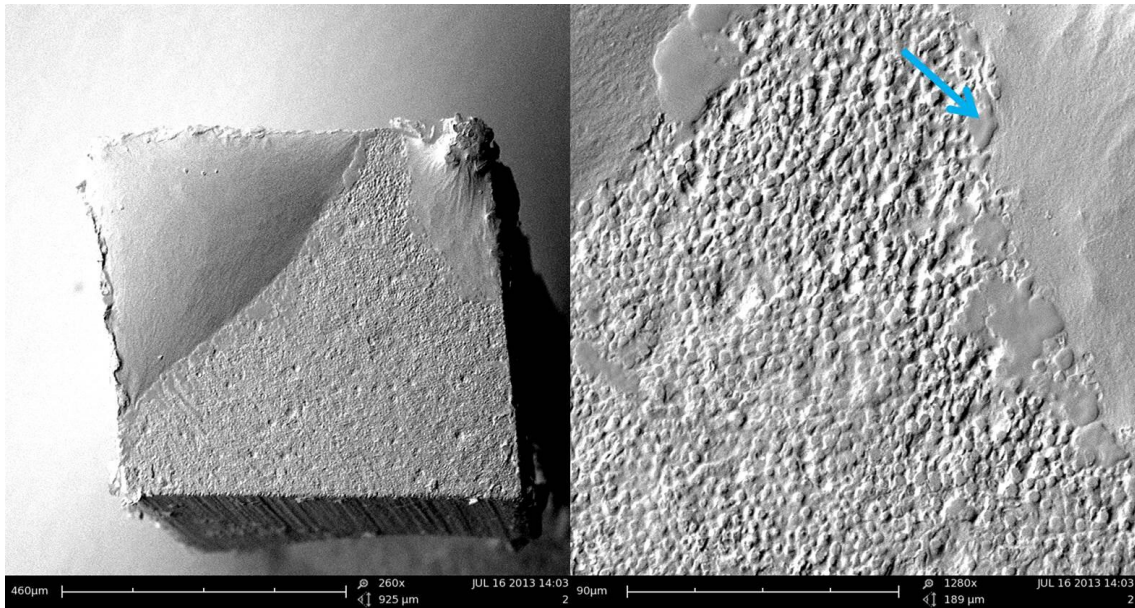


Abb. 19: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 2 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1280x). Das Stäbchen verkörpert eine Mischform zwischen Kohäsiv und Adhäsiv. Der Pfeil zeigt Kunststoffreste an einen adhäsiven Bruchverlauf.

6.2.3 Untergruppe 3

Die Kavitäten der dritten Untergruppe wurden ebenfalls mit Eugenol-haltigem provisorischem Zementierungsmaterial gefüllt und nach einer Woche durch das Bestrahlen mittels Glycinpulver entfernt. Nach Berechnung der Mittelwerte kann ein Wert von $15,2 \text{ MPa} \pm 3,5 \text{ SD}$ registriert werden, der sich von UG 1 ($8,2 \text{ MPa} \pm 3,2 \text{ SD}$) und 5 ($7,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ SD}$) signifikant unterscheidet ($p < 0,05$). Vergleichbare Werte sind in der UG 8 ($15,4 \text{ MPa} \pm 4,3 \text{ SD}$) zu finden und entsprechen derselben Signifikanz. Die Abbildung 20 stellt in Abhängigkeit von der Kraft (N) und dem Verfahrensweg (mm) das Verhalten eines Prüfkörpers der UG 3 dar.

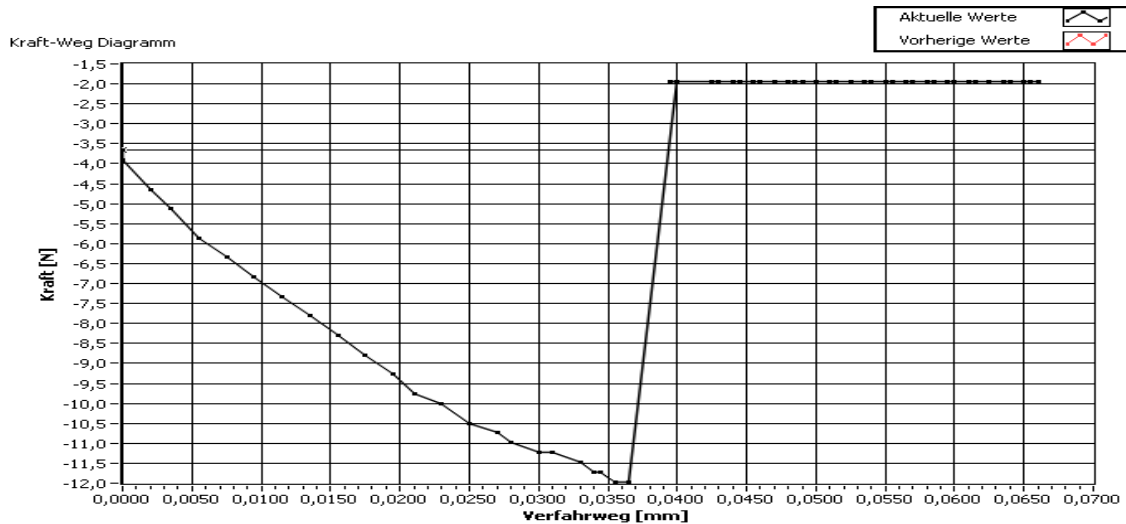


Abb. 20: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 3. Während des Zugversuches wurde ein Kraftwert von 10,25 Newton gemessen, bis es zu einer Fraktur im Bereich des Interfaces kam.

Unter dem REM stellen sich die Bruchflächen dieser Untergruppe mehrheitlich als kombiniert adhäsiv-kohäsive Frakturen dar und sind zur Veranschaulichung exemplarisch in Abb. 21 aufgeführt. Gut zu erkennen ist eine Mikrostruktur mit oberflächlich eng aneinander liegenden Tubuli und evt. zurückgebliebenen Rückständen des Glycinpulvers, die nicht immer gleichmäßig, sondern in Form von runden Erhebungen oberhalb der Dentinschicht sowie unter der konditionierten Oberfläche erscheinen. Vereinzelt findet man auch ein großes Areal eines *Bonding*-Restes mit einer diffusen Struktur.

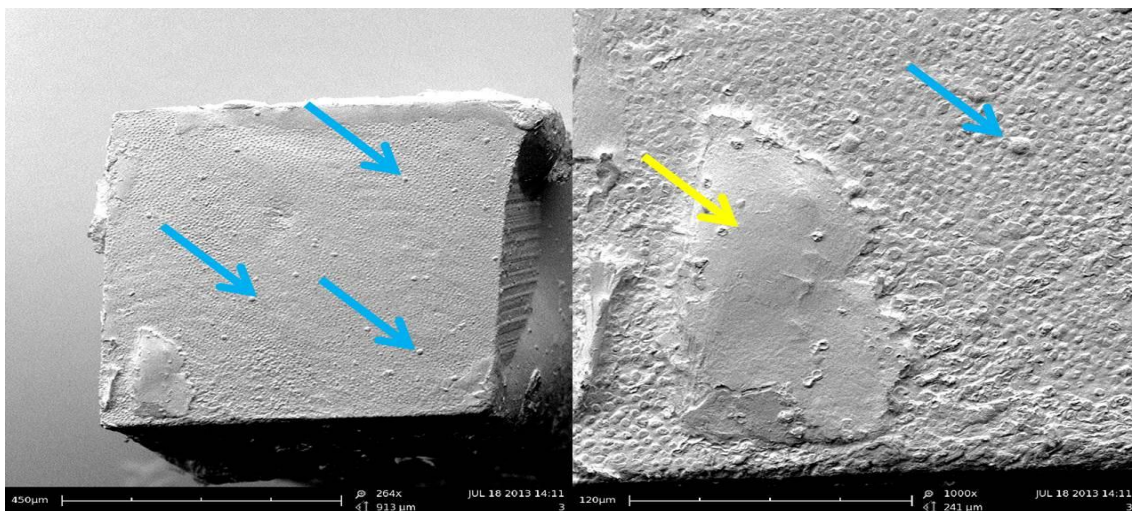


Abb. 21: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 3 (li: Vergr. 264 x; re: Vergr. 1000x). Die blauen Pfeile zeigen aufgelagerte Pulverrückstände auf der Dentinschicht. Der gelbe Pfeil veranschaulicht einen *Bonding*-Abriss.

6.2.4 Untergruppe 4

Die Gruppe erhält nach der manuellen Reinigung der Kavität von dem Temp-Bond®-Material einen Mittelwert der Zugfestigkeit von $14,9 \text{ MPa} \pm 3,2 \text{ SD}$. Damit liegt diese gemäß dem Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm weit unter dem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ der UG 2 ($16,4 \text{ MPa} \pm 4,3 \text{ SD}$), 6 ($18,4 \text{ MPa} \pm 4,0 \text{ SD}$) und 7 ($17,6 \text{ MPa} \pm 4,5 \text{ SD}$). Eine Erhöhung ist in UG 1 ($8,2 \text{ MPa} \pm 3,2 \text{ SD}$) und 5 ($7,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ SD}$) verzeichnet worden. Die Abb. 22 zeigt in einem Kraft-Weg-Diagramm das Verhalten eines Prüfkörpers im *Microtensile*-Versuch bis zu seiner Fraktur.

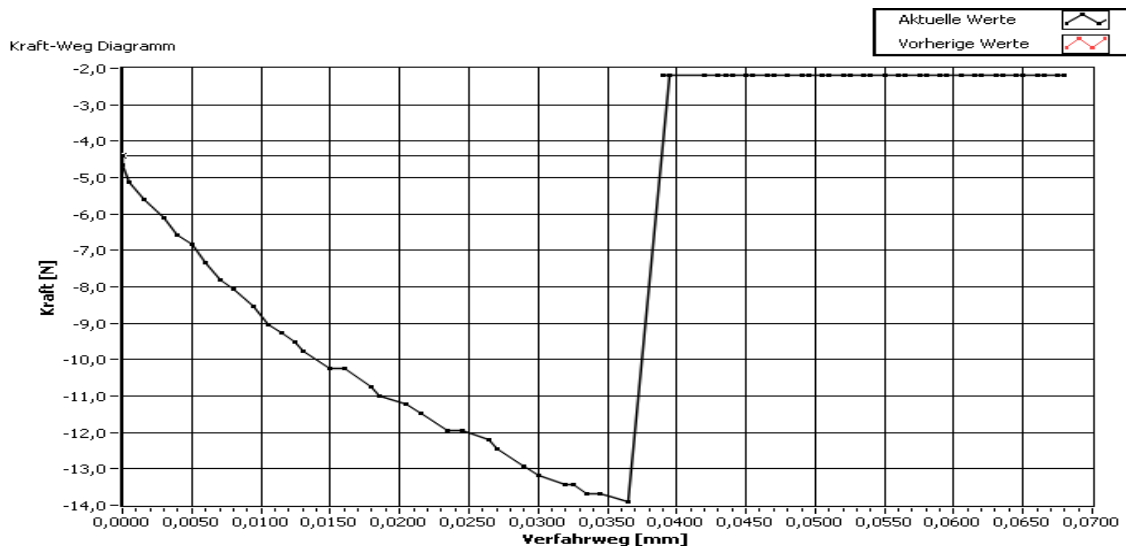


Abb. 22: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 4. Eine Zugkraft von 11,72 N bewirkt eine Fraktur eines Stäbchens aus dieser Gruppe.

Ein Zahnstäbchen dieser Untergruppe ist exemplarisch in Abb. 23 aufgegriffen und lässt deutliche Unregelmäßigkeiten auf der Oberfläche sowie einen Teilabriss der konditionierten Fläche erkennen. Dies kann ähnlich, wie in UG 1, einem kombiniert adhäsiv-kohäsiven Bruch zugeordnet werden, da es freigelegte Dentinbereiche, insbesondere die Hybridschicht und glatte *Bonding*-Areale darstellt.

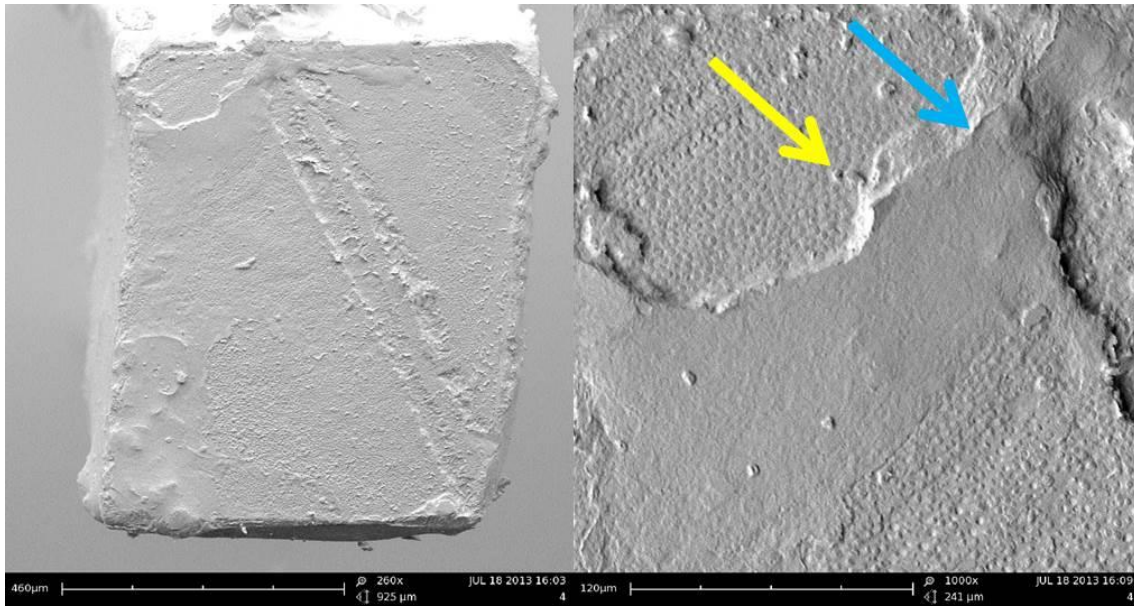


Abb. 23: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 4 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1000x). Dargestellt ist ein adhäsiver Bruch, teils im Füllwerkstoff und teils im Dentin liegend. Wie in Gruppe 3 und 8 sind Partikelrückstände (gelber Pfeil) festzustellen. Der blaue Pfeil zeigt auf die adhäsive Frakturzone.

6.3 Ergebnisse der Eugenol-freien-Gruppen (Temp-Bond® NE™)

Die nächsten Inhaltspunkte tragen die Ergebnisse der entsprechenden Untergruppen in Form von Mittelwerten in MPa und ihrer Standardabweichung (SD) im Gruppenvergleich zusammen.

6.3.1 Untergruppe 5

Hier wurde die Kavitäten-Reinigung des provisorischen Zementierungsmaterials manuell umgesetzt, um den nicht-Eugenol-haltigen Zement zu entfernen. Wie in jeder der UG 1- 9, wurde zunächst eine *Etch-and-rinse*-Behandlung des Dentins durchgeführt und anschließend eine Applikation der Syntac® Classic-Konditionierung vorgenommen. Die ermittelte durchschnittliche Dentinhaftung von $7,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ SD}$ unterscheidet sich zu den UG 2 ($16,4 \text{ MPa} \pm 4,3 \text{ SD}$), UG 6 ($18,4 \text{ MPa} \pm 4,0 \text{ SD}$) und UG 7 ($17,6 \text{ MPa} \pm 4,5 \text{ SD}$) signifikant ($p < 0,05$). Die folgende Abb. 24 stellt in Abhängigkeit von der Kraft (N) und dem Verfahrensweg (mm) das Verhalten eines Prüfkörpers der Untergruppe 5 dar.

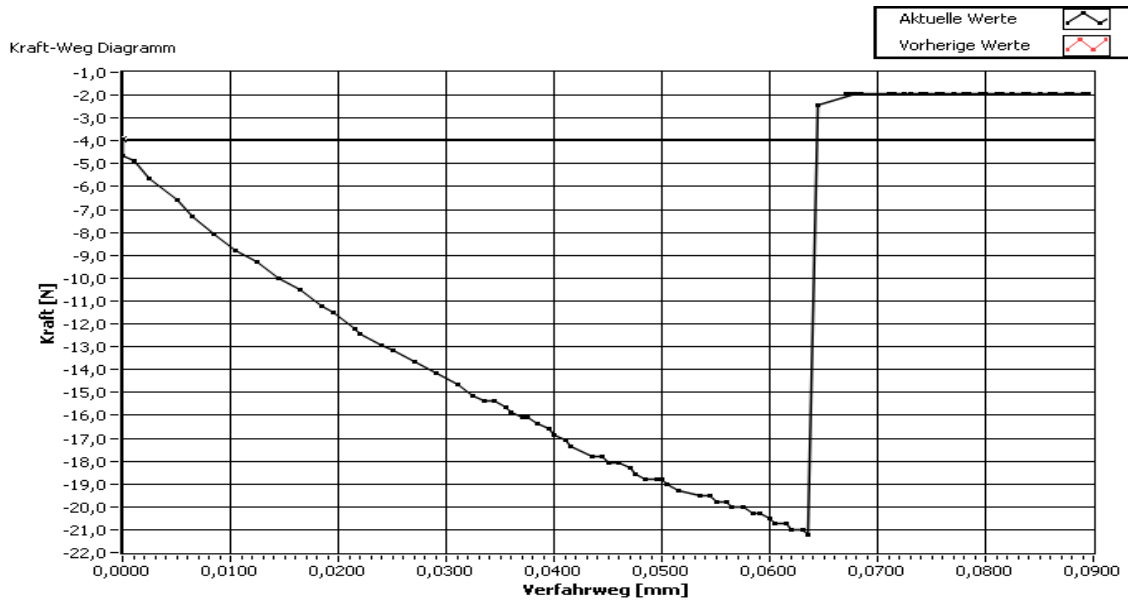


Abb. 24: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 5. Der graphische Verlauf der Kraftausübung stellt eine Stäbchenfraktur bei einer Kraftauswirkung von 10,29 Newton vor.

Unter dem REM stellten sich die Frakturflächen größtenteils als kombiniert adhäsiv–kohäsive Frakturen dar. Ein Beispiel aus dieser Gruppe ist in Abb. 25 präsentiert. Auffällig sind kraterartige Defekte im adhäsiven Verbund, verursacht durch Luftblasen. Aus der weitgehend glatten Oberflächenstruktur treten konvexe Formen hervor (evtl. Pulverrückstände).

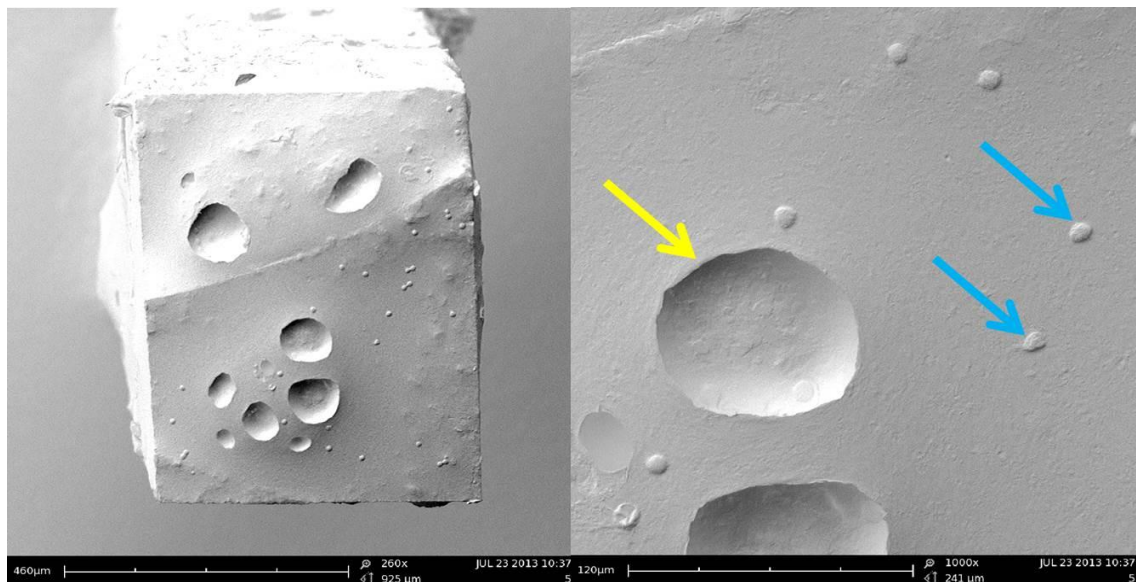


Abb. 25: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 5 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1000x). Exemplarisch für diese Gruppe sind häufig Einschlüsse von großen Luftblasen (gelber Pfeil) und Verunreinigungen (blaue Pfeile).

6.3.2 Untergruppe 6

Die mit dem provisorischen Befestigungszement Temp-Bond® NE™ versehene Kavität, ist anschließend mit Aluminiumoxid bestrahlt worden und erzielt eine erhöhte Dentin-Adhäsionskraft. Der Mittelwert der Zugfestigkeit liegt bei 18,4 MPa und die Standardabweichung bei 4,0 SD. Damit ist sie im Untergruppenvergleich ähnlich wie UG 2 (16,4 MPa \pm 4,3 SD) und UG 7 (17,6 MPa \pm 4,5 SD). Einen signifikanten Unterschied manifestiert sich zu der UG 1 (8,2 MPa \pm 3,2 SD) und UG 5 (7,1 MPa \pm 2,1 SD) mit $p < 0,05$. In dem unteren Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 26) ist der Bruch eines Zahnstäbchens aus dieser Gruppe bei 2,19 Newton vermerkt.

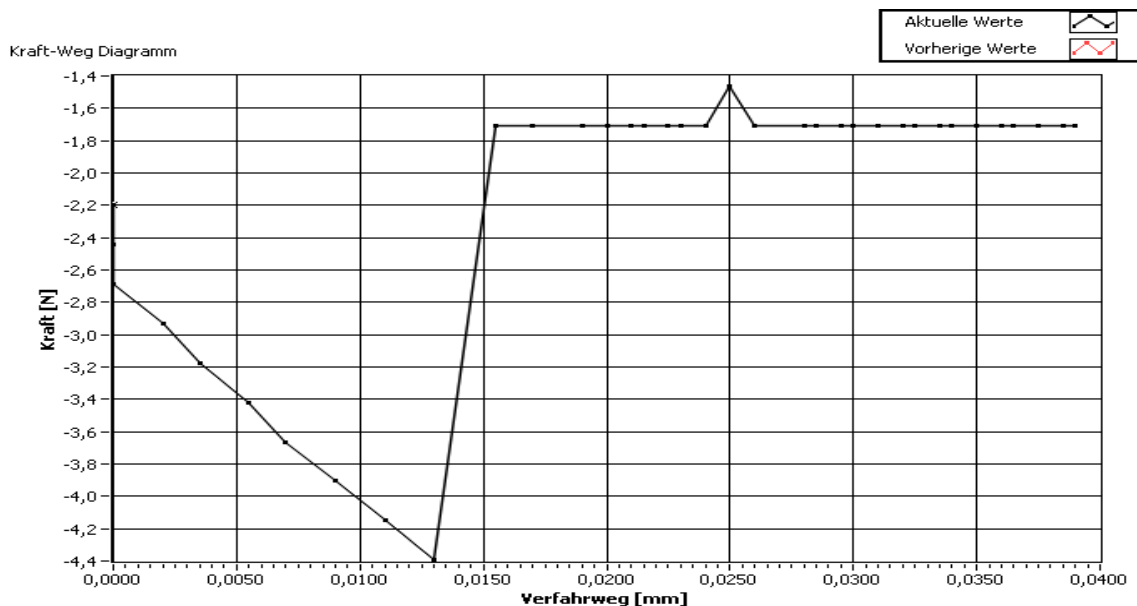


Abb. 26: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 6. In diesem Gruppenbeispiel kann das Zahnstäbchen bei einer Kraft von 2,19 N zum Brechen gebracht werden.

Eine Frakturfläche unter den REMs ist exemplarisch für diese Gruppe aufgeführt (Abb. 27) und zeigt einen kohäsiven Bruch, bei dem das Bruchflächenareal überwiegend aus einem klassischen Dentin-Muster besteht. Die Auskleidung der gebrochenen Kunststoffzapfen ist glatt. Sie ragen teils in langen Fäden aus der Oberfläche teils sind sie bündig an der Oberfläche der Dentin Kanälchen abgebrochen.

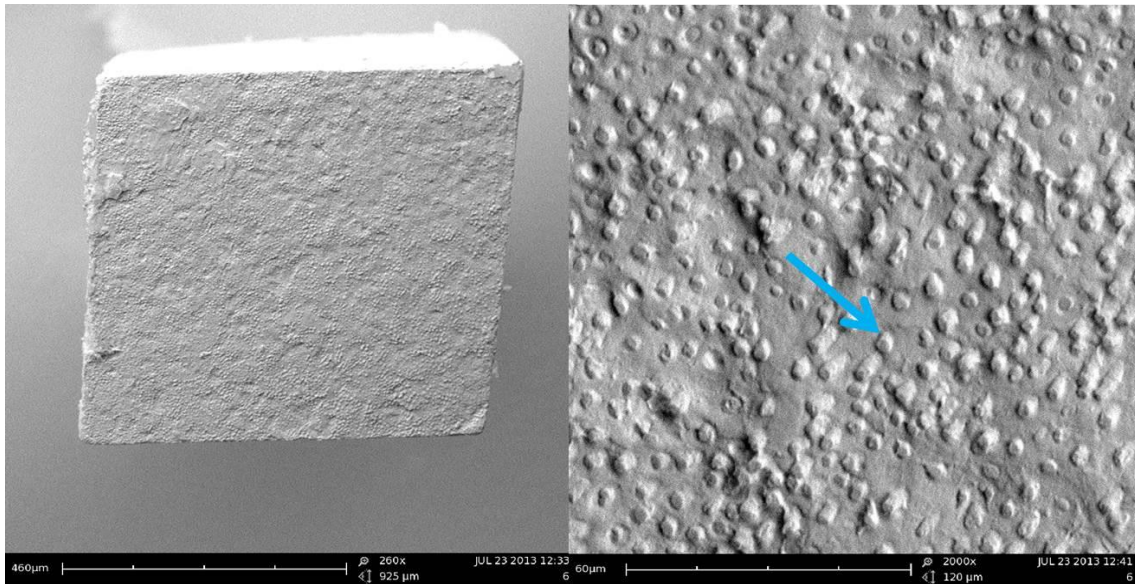


Abb. 27: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 6 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 2000x). Die Bilder zeigen eine ebenmäßig Adhäsiv-Schicht und eine ausgeprägte tubuläre Penetration mit Adhäsiv (blauer Pfeil).

6.3.3 Untergruppe 7

Als provisorisches Befestigungsmaterial wurde Temp-Bond® NE™ gewählt, die Kavität des Zahnes ist anschließend mit Glycin-Pulver bestrahlt und die Dentin-Oberfläche konditioniert worden. Die Werte dieser Gruppe liegen bei $17,6 \text{ MPa} \pm 4,5 \text{ SD}$. Damit sind sie signifikant ($p < 0,05$) höher als in UG 5 ($7,1 \text{ MPa} \pm 2,1 \text{ SD}$) und UG 1 ($8,2 \text{ MPa} \pm 3,2 \text{ SD}$). Lediglich UG 6 erreicht bei gleicher Signifikanz einen geringfügig höheren Wert ($18,4 \text{ MPa} \pm 4,0 \text{ SD}$). Im nachfolgenden Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 28) wurde der Bruch eines Zahnstäbchens aus dieser Gruppe im *Microtensile*-Versuch graphisch aufgezeichnet und liegt bei 2,68 Newton.

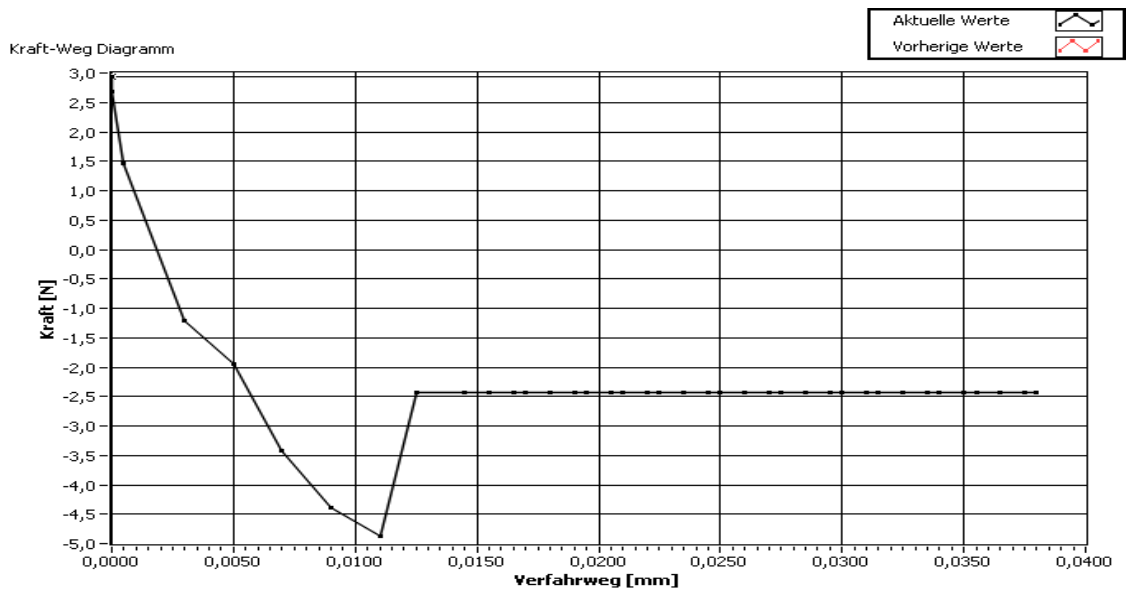


Abb. 28: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 7. Bei einer Zugkraft von 2,68 Newton gibt die Komposit-Dentin-Verbindung nach und bricht.

Die Analyse der Bruchoberflächen der siebten Gruppe verdeutlicht sich weitgehend als kombiniert adhäsiv-kohäsive Frakturen. Exemplarisch für diese Versuchsgruppe stellt Abb. 29 einen Grenzbereich zwischen zwei verschiedenen Strukturen dar. Ein Areal kennzeichnet die *Bonding*-Schicht und die andere eine Hybridschicht. Vereinzelt sind Kunststoffreste zu erkennen. Das Dentin erscheint porig und die Dentinkanäle sind mit Adhäsiv gefüllt.

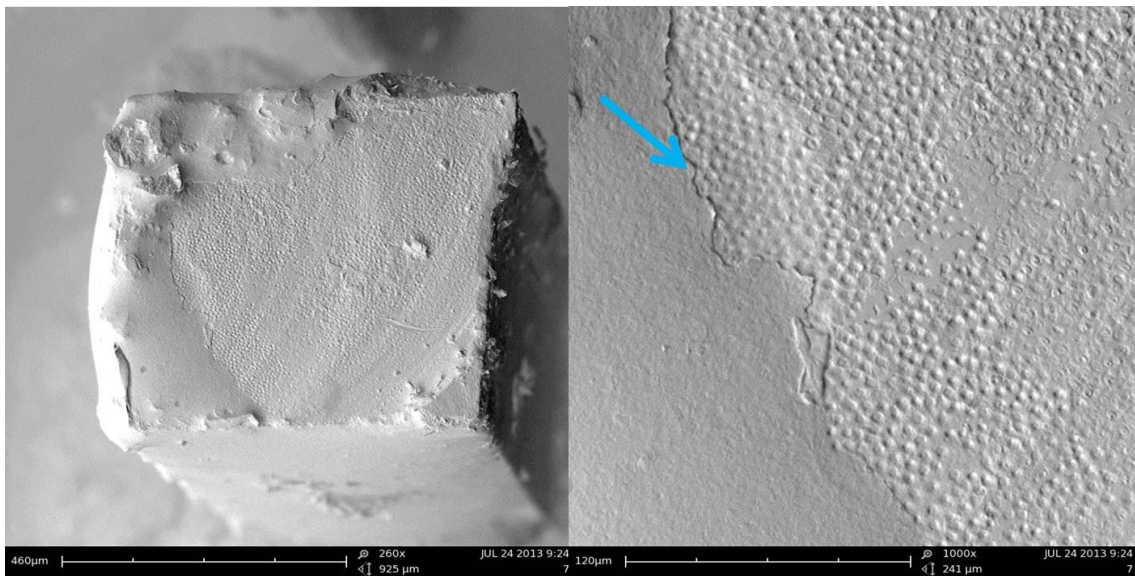


Abb. 29: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 7 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1000x). Der blaue Pfeil bildet einen Grenzbereich zwischen einer exponierten Schmier- oder Adhäsiv-Schicht (links) und dem hybridisierten Dentin (rechts) ab.

6.3.4 Untergruppe 8

Auch diese Gruppe wurde einer manuellen Kavitäten-Reinigung des provisorischen Zementierungsmaterials unterzogen. Es wurde dafür ein Eugenol-freies Material verwendet. Die Testgruppe zeigt im Zugversuch einen Mittelwert von $15,4 \pm 4,3$ SD. Im Vergleich zu der UG 1 ($8,2 \text{ MPa} \pm 3,2$ SD) und UG 5 ($7,1 \text{ MPa} \pm 2,1$ SD) ergibt sich ein signifikanter Unterschied ($p < 0,05$). Vergleichbare Werte sind in der UG 3 ($15,2 \text{ MPa} \pm 3,5$ SD) zu finden und entsprechen der gleichen Signifikanz.

Die Kraft (N) und der Verfahrweg (mm) sind im nachstehenden Diagramm ins Verhältnis gesetzt und zeigen einen typischen graphischen Verlauf des Teststäbchens im Zugversuch (Abb. 30).

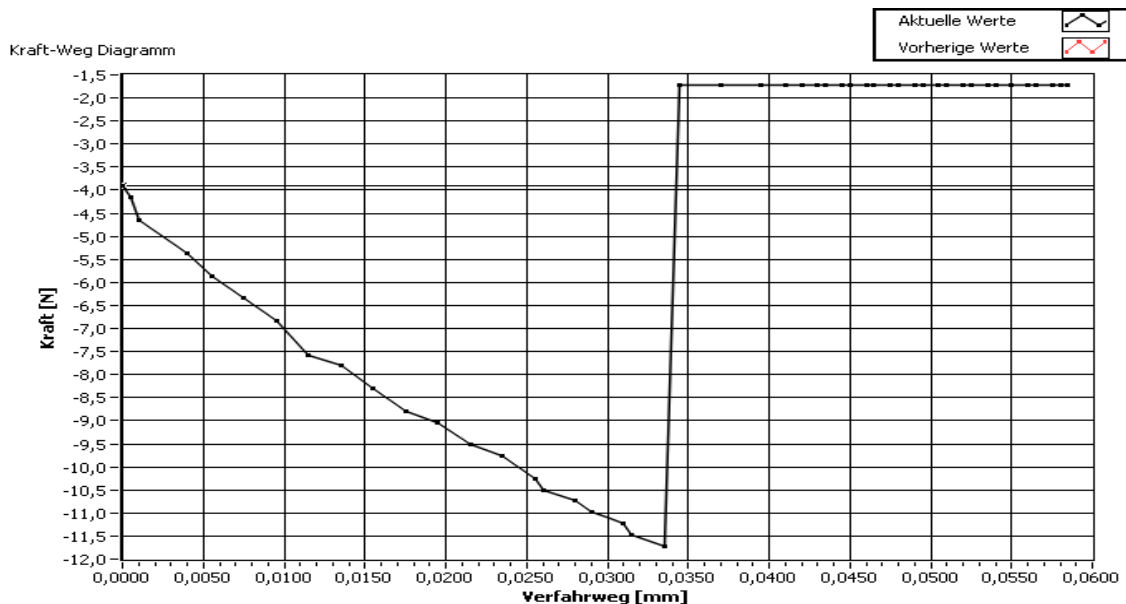


Abb. 30: Kraft-Weg-Diagramm Untergruppe 8. In diesem Beispiel wurde die Stäbchenfraktur bei einem Newtonwert von 10,01 verzeichnet.

Unter dem REM wurden überwiegend kombiniert adhäsiv–kohäsive Frakturen beobachtet und beispielhaft für UG 8 in Abb. 31 gezeigt. Das gesamte Dentinareal zeigt „punktförmige“ Erhebungen innerhalb der Hybridschicht, die untereinander mit sehr feinen Quervernetzungen verbunden sind.

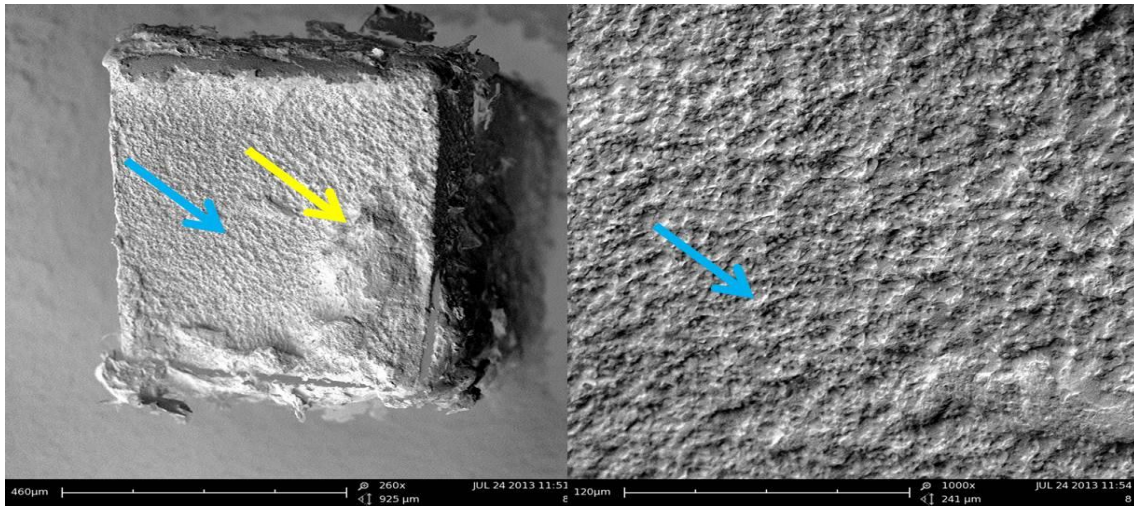


Abb. 31: Bruchoberflächenstruktur Untergruppe 8 (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1000x). Die blauen Pfeile im Bild zeigen eine ungleichmäßige, vernetzte Struktur der Hybridschicht und vermutlich Reste des Zementierungsmaterials (gelber Pfeil).

6.4 Ergebnisse der Kontrollgruppe

Die Kavität der Kontrollgruppe wurde als Referenz mit keinem provisorischen Zement bestückt, sondern lediglich einer Konditionierung (*Etch-and rinse* + Syntac[®] Classic + Venus Diamond[®]) ausgesetzt. Der Mittelwert der Dentinhaftung beträgt $19,5 \text{ MPa} \pm 3,1 \text{ SD}$. Diese Ergebnisse übertreffen die Werte aller Untergruppen. Die anschließende Abb. 32 bildet einen graphischen Bruchverlauf eines Prüfkörpers der Kontrollgruppe ab.

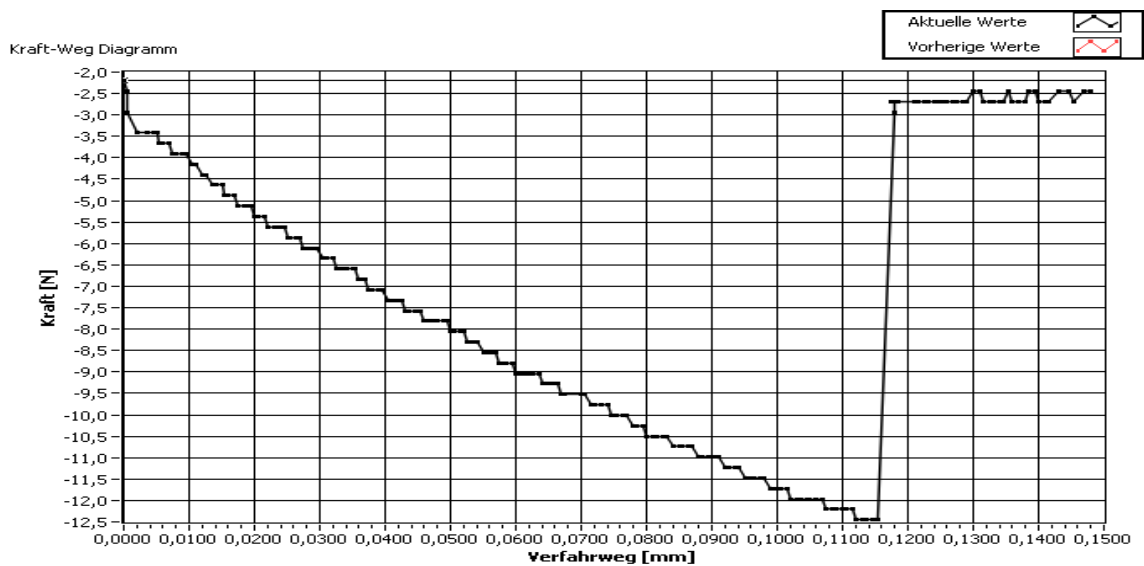


Abb. 32: Kraft-Weg-Diagramm Kontrollgruppe (Untergruppe 9). Beispielhaft kann hier bei einer Zugkraft von 10,25 Newton ein Bruch des Komposit-Dentin Verbundes verzeichnet werden.

Die folgende Photographie (Abb. 33) eines Zahnstäbchens charakterisiert eine adhäsiv-kohäsive Frakturform. Die Bruchlinie liegt zwischen der Hybridschicht und dem Füllwerkstoff. Die Kunststoffzapfen enden in dem demineralisierten Dentin konkav. Dieser Aspekt unterscheidet sich wesentlich zu den UG 2 und 6, die sonst eher erhaben aus der Oberfläche hervortreten. Überwiegend sind in dieser Untergruppe kohäsive Frakturen innerhalb des *Bondings* bzw. Komposits zu beobachten.

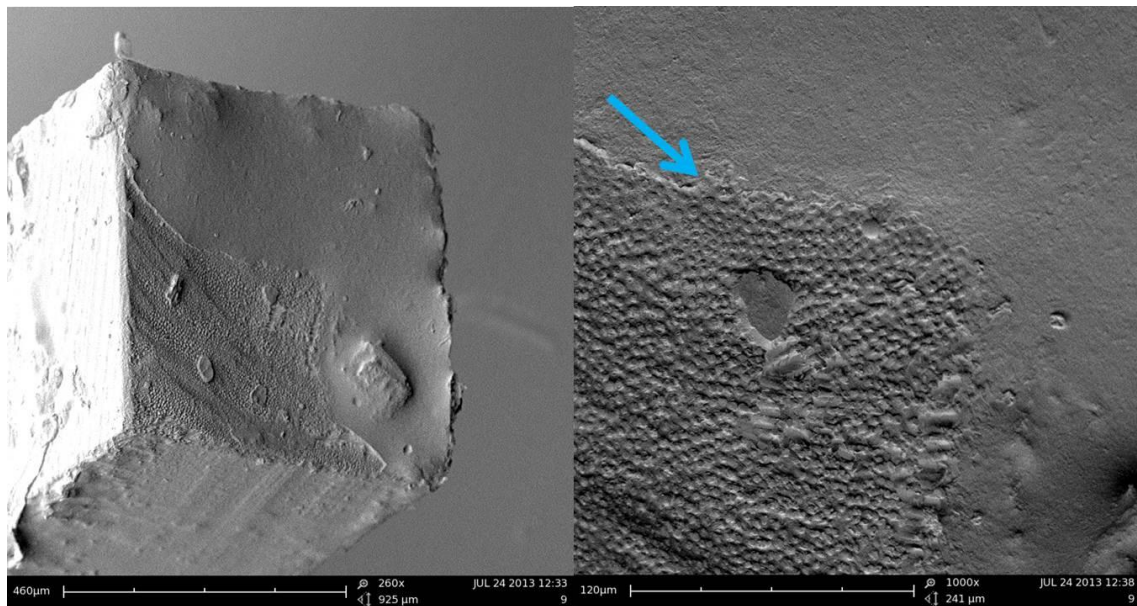


Abb. 33: Bruchoberflächenstruktur Kontrollgruppe (Untergruppe 9): (li: Vergr. 260x; re: Vergr. 1000x). Der Pfeil zeigt die Bruchlinie, die den *Bonding*-Bereich von demineralisierten Dentinschicht trennt.

6.5 Quantitative Auswertung der Stäbchenausbeute

Bereits bei der Probenherstellung, während des Sägeprozesses, sind einige Zahnstäbchen früher als erwartet gebrochen und konnten für die nachfolgende *Microtensile*-Untersuchung nicht verwendet werden. Dieses vorzeitige adhäsive Versagen des Zahn-Dentin Haftverbundes wurde auch als Ergebnis aufgenommen und bewertet. Auffällig sind die Werte der UG 1 und 6, bei denen eine hohe Anzahl an Verlusten festgestellt wurde. Beim Vergleich der Gesamtzahl des Stäbchenerhaltes in Prozent weist die Kontrollgruppe sogar einen vergleichbaren Wert auf. Ein sehr geringer Verlust ist in der *Etch-and-rinse* Gruppe (Temp-Bond®NE™) zu beobachten. Vergleichsweise schnitt UG 1, 2 und 6 mit ähnlichen Werten ab, wie die Kontrollgruppe. Hier liefern Gruppen mit gleicher Vorbehandlung kein einheitliches Ergebnis. Es wurde jedoch im Gruppenvergleich Temp-Bond® zu Temp-Bond® NE™ insgesamt eine gering höhere Stäbchenausbeute erzielt. Der Stäbchenverlust und -erhalt aus dem Sägeprozess sowie die Lokalisation der Bruchstellen (Adhäsiv, Kunststoff und Dentin) und die Gesamtzahl der Stäbchen in Prozent sind der nachfolgenden Tab. 7 zu entnehmen.

Tab. 7: Zahnstäbchenergebnisse. Bruchstellenlokalisierung und Durchschnittswerte. Die neunte Untergruppe zeigt die Kontrollgruppe.

UG	Vorher gebrochene Stäbchen (n)	Erhaltene Stäbchen (n)	Gebrochene Stäbchen im Sollbruch (Adhäsiv) (n)	Gebrochene Stäbchen im Kunststoff (n)	Gebrochene Stäbchen im Dentin (n)	Stäbchen-erhalt (%)
Temp-Bond®						
1	52	56	21	10	1	60
2	22	66	22	9	2	58
3	82	18	21	0	5	18
4	14	35	22	1	1	40
Temp-Bond® NE™						
5	34	24	20	4	2	14
6	14	60	22	4	0	81
7	48	33	21	0	1	41
8	4	45	21	2	2	92
Kontrollgruppe						
9	41	67	21	3	2	72

Die nachfolgende Graphik (Abb. 34) stellt die Gesamtzahl des Stäbchenerhalts der UG 4 und 8 nach dem Sägeprozess in Prozent dar, die jeweils einer manuellen Reinigung mittels Scaler und Excavator unterzogen wurden. Entsprechend wurde dadurch in der vierten Untergruppe Temp-Bond® und in der achten Temp-Bond® NE™ entfernt. Die Kontrollgruppe ist zusätzlich als Referenz in die Graphik einbezogen worden.

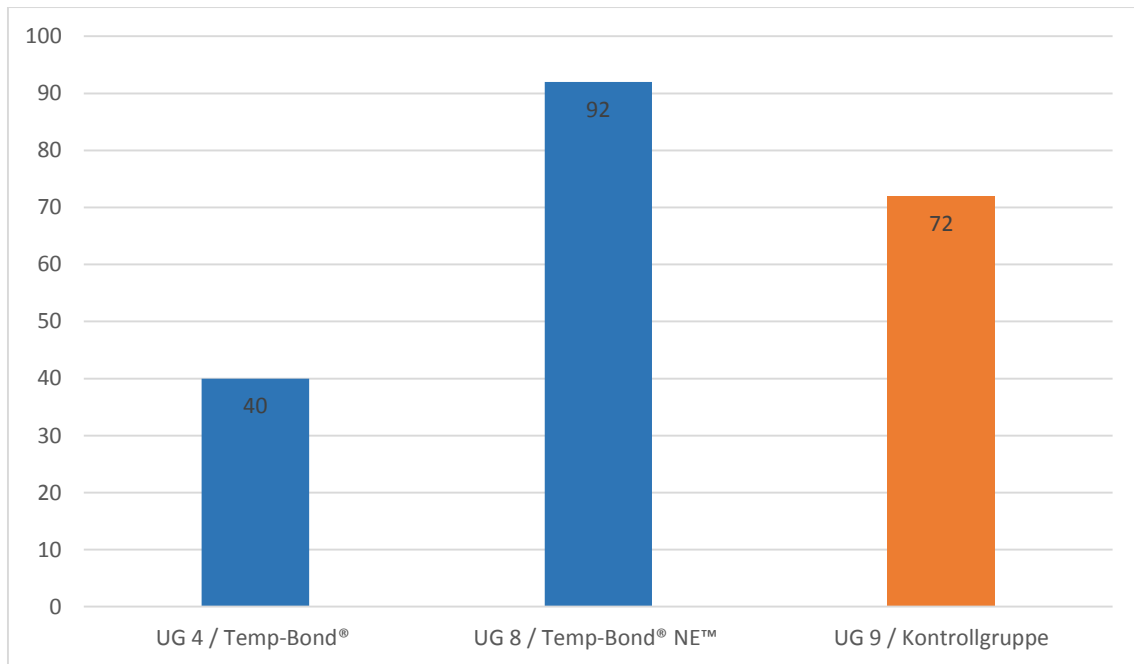


Abb. 34: Übersicht über die Stäbchenausbeute der Untergruppe 4 und 8 (dunkelblau). Gezeigt wird der prozentuale Gesamterhalt von Gruppen, die sich am stärksten voneinander unterscheiden in Bezug zur Kontrollgruppe (orange).

6.6 Qualitative Auswertung

Die gemessenen Mittelwerte und Standardabweichungen aus dem *Microtensile*-Test sind für alle untersuchten Untergruppen aus Tab. 8 zu entnehmen.

Tab. 8 Zugfestigkeit (μ TBS) der Experimentalgruppen. Gegeben sind jeweils die Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Temp-Bond®	1	2	3	4	Temp-Bond® NE™	5	6	7	8
MW (MPa)	8,2	16,4	15,2	14,9	MW(MPa)	7,1	18,4	17,6	15,4
SD	3,2	4,3	3,5	3,3	SD	2,1	4,0	4,5	4,3

Vergleicht man die Mittelwerte des Zugfestigkeitsversuches der Kontrollgruppe mit den einzelnen Untergruppen, so zeigt sich eine geringe Vielfalt. Der niedrigste Wert wurde mit 7,1 MPa in UG 5 und der höchste mit 18,4 MPa in UG 6 gemessen ($p < 0,05$; Mann-Whitney-U-Test). Für alle untersuchten Proben mit Temp-Bond® bewirkt die Anwendung einer manuellen Reinigung durch Scaler und Excavator eine signifikante Verschlechterung der adhäsiven Haftfestigkeit ($p < 0,05$). In beiden Hauptgruppen kann ebenfalls durch eine separate Verwendung eines Glycinpulvers zur Kavitäten-Reinigung nach einer provisorischen Zement-Applikation eine Verbesserung bewirkt werden ($p < 0,05$). Eine Ausnahme hingegen ist im Gebrauch von Aluminiumoxid zu erkennen, der die Verbundfestigkeit deutlich signifikant steigert ($p < 0,05$). Beim Vergleich der Werte der Eugenolgruppe mit denen der Nicht-Eugenolgruppe in ihren entsprechenden Untergruppen sind keine signifikanten Unterschiede feststellbar. Das Temp-Bond® hat ähnliche Verbundfestigkeiten, wie Temp-Bond® NE™. Bei einer Gegenüberstellung von UG 3 und 7 (Glycin) mit UG 2 und 6 (Aluminiumoxid) in Bezug zu der Kontrollgruppe erreicht die Eugenol-freien Gruppen 2 und 6 höhere Haftfestigkeiten als die Eugenol-haltigen Gruppen 3 und 7.

Die Mittelwerte und die Standardabweichung (SD) in MPa aus dem Mikrozugversuch sind in dem folgenden Balkendiagramm (Abb. 35) im Vergleich zur Kontrollgruppe graphisch kontrastiert.

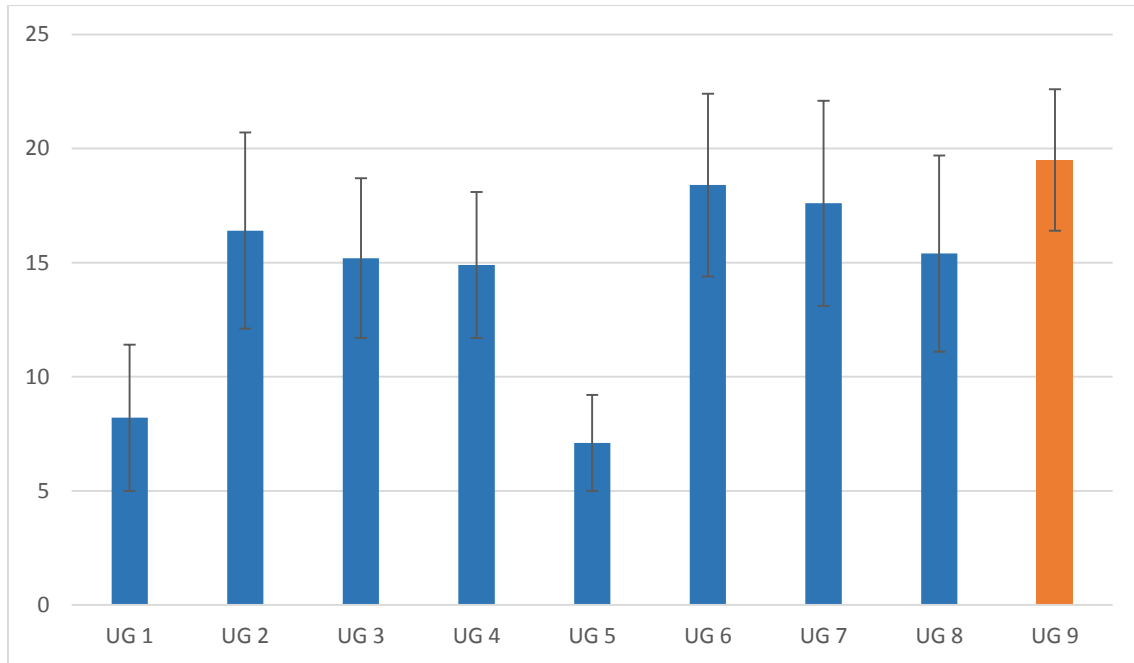


Abb. 35: Vergleich der Zugfestigkeit. Mittelwerte (in MPa) der Untergruppen (dunkelblau) im Vergleich zur Kontrollgruppe (orange) mit schwarz gekennzeichneter Standardabweichung (SD).

6.6.1 Einfluss von Eugenol auf die Haftkraft

Folgende Abb. 36 verdeutlicht eine Gegenüberstellung der beiden Hauptgruppen Temp-Bond® und Temp-Bond® NE™ bei gleicher Kavitäten-Reinigung. Die Auswertung der Ergebnisse stellt nach dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test ($p < 0,05$) keinen signifikanten Unterschied in Bezug zu den Haftwerten der vorbehandlungsgleichen Untergruppen im Hauptgruppenvergleich dar. Eine nachteilige Wirkung in beiden Hauptgruppen erzielt die UG 1 und 5, die durch eine manuelle Reinigung charakterisiert ist. Hier kann die größte Signifikanz gegenüber den anderen Hauptgruppen vermerkt werden. Die Haftwerte verringern sich um ca. die Hälfte. Die UG 4 und 8, die auch einer gleichen Reinigung unterzogen wurden, erreichen jedoch wesentlich höhere Mittelwerte und sind hingegen nicht signifikant unterschiedlich zueinander.

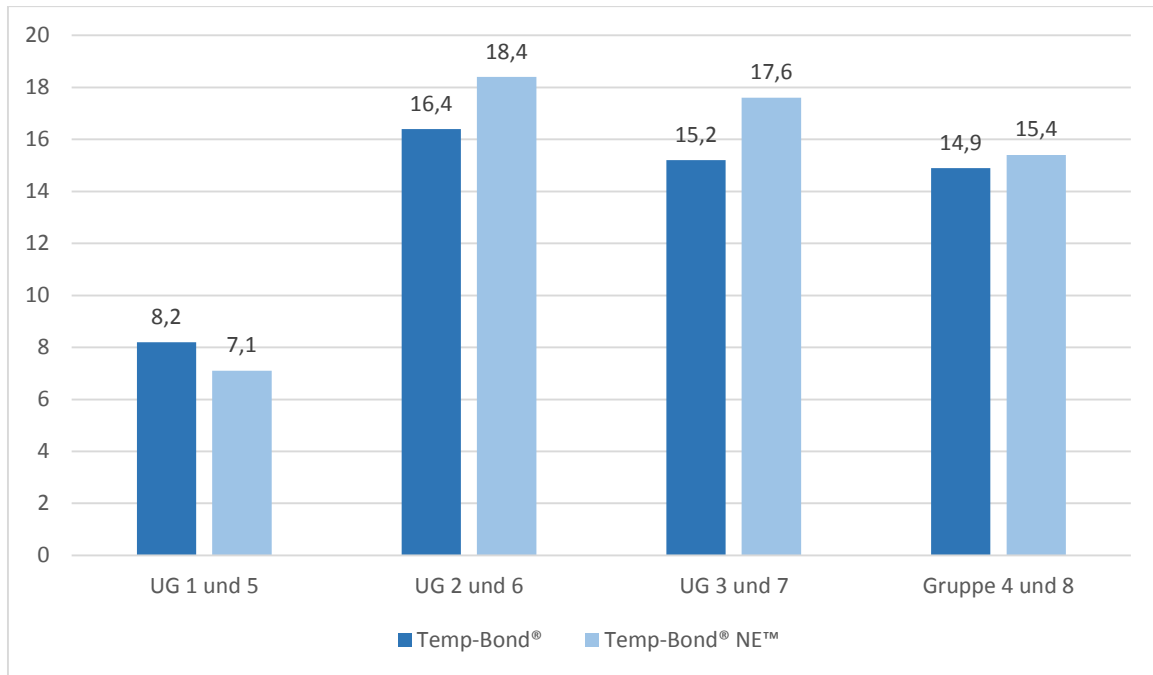


Abb. 36: Einfluss von Eugenol auf die Haftkraft. Gegenüberstellung der Haftkraft (in MPa) der einzelnen Untergruppen mit Scaler- und Excavator-Reinigung (1,5,4 und 8), Aluminiumoxid-Reinigung (2 und 6), Glycin-Reinigung (3 und 7) nach ihrer Hauptgruppenzugehörigkeit: Temp-Bond® (dunkelblau) und Temp-Bond®-NE™ (hellblau).

6.6.2 Einfluss der Kavitäten-Reinigung auf die Haftung am Dentin

Jeweils in der 2. und 6. UG ist Aluminiumoxid und in der 3. und 7. UG ist Glycin verwendet worden, um den provisorischen Zement aus der Kavität zu entfernen. UG 1 und 4 sowie 5 und 8 unterschieden sich nicht durch ihre Kavitäten-Reinigung. Es wurde bei diesen Gruppen, wie auch bei der Kontrollgruppe, die Reinigung manuell mittels Scaler und Excavator durchgeführt. Daher ist als Vergleich der Mittelwerte die Kontrollgruppe hinzugezogen worden. Das beste Ergebnis kann bei der Temp-Bond® NE™-Gruppe festgestellt werden, die mit Aluminiumoxid vorbehandelt ist. Geringfügig darunter platzieren sich die Werte der Glycin- Reinigung. Bewertet man die Hauptgruppen im direkten Vergleich zueinander, ist der Haftfestigkeitsunterschied bei Temp-Bond® NE™ gering höher (2,4 MPa bei Glycin und 2,0 MPa bei Aluminiumoxid) und nicht signifikant unterschiedlich.

Ergebnisse

Das anschließende Balkendiagramm (Abb. 37) stellt die Mittelwerte in MPa von jeweils der Temp-Bond®-Gruppe und der Temp-Bond® NE™-Gruppe gegenüber, damit die Aluminiumoxid- und Glycin-Untergruppe direkt miteinander in Beziehung gesetzt werden können. Vergleichend wurde das Ergebnis der Kontrollgruppe mit einbezogen.

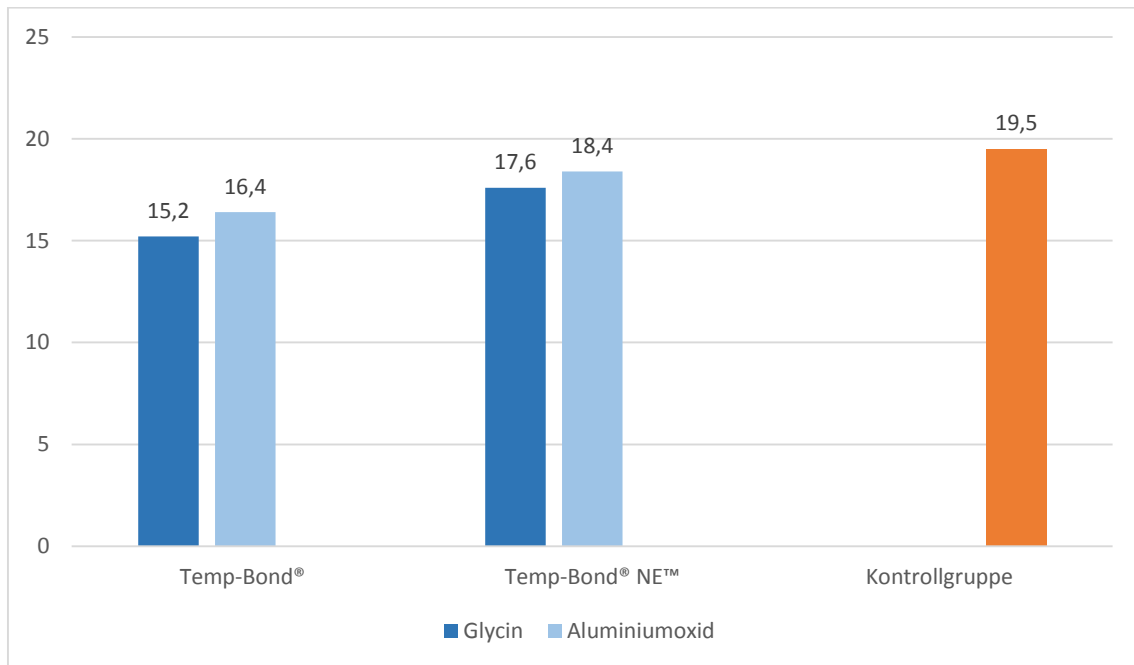


Abb. 37: Einfluss von Aluminiumoxid (dunkelblau) und Glycin (hellblau) auf Temp-Bond® und Temp-Bond® NE™. Vergleich der Haftwerte nach unterschiedlicher Zementapplikation und Kavitäten-Reinigung. Gezeigt werden Temp-Bond®, Temp-Bond® NE™ und Kontrollgruppe (orange).

7 Diskussion

Die hier vorgelegte Arbeit zielt primär ab auf die Untersuchung der Beeinflussung von Eugenol auf den adhäsiven Haftverbund eines Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems in Kombination mit einem Nanohybridkomposit. Des Weiteren untersucht dieser Fall unterschiedliche Kavitäten-Vorbehandlungen und deren Auswirkungen auf einen verbesserten Adhäsionseffekt. Haftkraftwerte sind mit Hilfe der Mikrozugfestigkeit ermittelt worden.

7.1 Material und Methoden

In vitro Studien werden standardisiert durchgeführt, um Füllungsmaterialien und Adhäsiv-Systeme adäquat zu evaluieren. Trotz ihrer weit verbreiteten Verwendung in der präklinischen Forschung sollten die erhobenen Daten und ermittelten Ergebnisse solcher Untersuchungen, auch im Hinblick auf ihre klinische Relevanz in der Praxis, kritisch beurteilt werden. Ihre Übertragbarkeit auf die klinische Situation ist eingeschränkt, da individuelle intraorale Einflüsse nicht berücksichtigt werden können (Roulet, 1994; Abdalla und Davidson, 1993). In der Praxis manifestieren sich häufig Fehlerquellen, wie zum Beispiel die Kontamination der Kavität durch Speichel, Blut oder Sulcus-Flüssigkeit beim Legen von Kompositfüllungen, welche die Adhäsion verschlechtern. Diese Umstände führen entschieden zu einem Qualitätsverlust und verringern die Lebensdauer der Restauration (Frankenberger et al., 2000). Bei einer extraoralen Probenherstellung mit bestmöglichem Sicht- und Arbeitsfeld können diese Faktoren jedoch weitgehend ausgeschlossen werden. Es ist unter standardisierten Bedingungen sowohl von tendenziell besseren Haftwerten auszugehen als auch von relativ schnell und gut reproduzierbaren Ergebnissen.

7.1.1 Verwendete Zähne

In der vorliegenden Studie wurden 45 extrahierte humane Molaren mit einer füllungs- und kariesfreien Grundvoraussetzung verwendet. Die Wahl des Zahnmaterials ist ausschlaggebend für das adhäsive Verhalten, denn gesundes Dentin hat eine höhere Haftkraft als bereits verändertes (Schaller et al., 1998).

In ähnlichen Untersuchungen wurde für die Versuchsdurchführung als Alternativmaterial Rinderzähne gewählt (Dias et al., 2004; Schwartz et al., 2008). Es handelt sich zwar ebenfalls um ein natürliches Substrat, unterscheidet sich jedoch zu humanen Zähnen in seinem Aufbau und Eigenschaft. So muss bei der Verwendung von Rinderzähnen auch mit Einbußen bezüglich der Haftfestigkeit gerechnet werden, je tiefer eine Dentinschicht erreicht wird (Nakamichi et al., 1983). Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt auch eine Untersuchung von Vanajasan et al. (2011), in der ebenfalls pulpennahe Dentinbereiche verwendet werden. Eine Extrapolation von Rinderzähnen ist nicht zu empfehlen, da sich im Vergleich zu humanen Zähnen die Adhäsionsfähigkeit des Dentins mit dem Erreichen tief liegender Dentinschichten verschlechtert. Andere Studien können diese Auffassung allerdings nicht bestätigen (Reis et al., 2004).

Ebenfalls kritisch betrachtet werden sollte der Zeitraum zwischen der Extraktion der Probenzähne und der Versuchsdurchführung. In der vorliegenden Studie wurden die extrahierten Molaren in einem zeitlichen Abstand von 4 Monaten gesammelt, weil eine Weiterverarbeitung sofort nach der Extraktion aufgrund der erforderlich großen Menge problematisch wäre. Nach einer Studie von Blunk et al. (1990) wirkt sich dieser zwar unbedeutend auf die Adhäsionskraft des Dentins aus; kontrovers zu dieser Auffassung ergibt die Studie von Beech et al. (1991) jedoch, dass die Haftfestigkeit des Dentins durch das Intervall der Zahnentfernung und der Probenverarbeitung wesentlich beeinflusst wird. Die Größe der Auswirkungen sei jedoch aber abhängig von der Art des verwendeten Adhäsivs.

In einer älteren Publikation erklären Outhwaite et al. (1976) außerdem, dass der Extraktionszeitpunkt eine sehr gering negative Wirkung auf die Dentin-Permeabilität hat. Das Dentin wird von der Schmelz-Zement-Grenze bis zur Pulpa mit Dentinkanälchen (Tubuli) durchzogen, welche zur Peripherie hin in ihrer Anzahl, Durchmesser und Dichte abnehmen (Garberoglio und Brännström, 1976; Koutsi et al., 1994).

Die Permeabilität von Dentin ist für Adhäsive von entscheidender Bedeutung eine gute Dentinhaftung zu erzielen. Gleichzeitig für die Praxis eine inhibierte Aufnahmefähigkeit

und Adaption von hydrophoben Monomeren an vitalem Dentin bedeutet (Qvist und Qvist, 1987). Die Permeabilität nimmt mit zunehmender Entfernung vom Pulpagewebe ab (Maroli et al., 1991). Dies ist nach Berechnungen von Pashley (1987) zurückzuführen auf eine höhere Anzahl an Dentintubuli in tiefen Kavitäten.

Der Aspekt, dass es sich im Rahmen dieser Evaluation beim Probenmaterial um devitale Zähne handelt, sollte ebenfalls diskutiert werden, weil sich das adhäsive Verhalten im Gegensatz zu vitalen Zähnen ändert. Van Meerbeek et al. (2010) beschreibt einen physiologischen, nach außen gerichteten Druck der extrazellulären Flüssigkeit innerhalb vitaler Dentintubuli. Die Tubuli devitaler Probenzähne jedoch enthalten keinen Dentinliquor, einer in der Pulpa gebildeten extrazellulären Gewebsflüssigkeit (Lutz et al., 1990), die als natürlicher Schutzmechanismus bei mechanischen Reizen, wie etwa beim Präparieren oder auch bei der Trockenlegung an die Dentinoberfläche austritt (Haller, 1994). *In vitro* erschwert genau dieser Effekt eine Monomer-Infiltration in die Dentintubuli (Tao und Pashley, 1989), da ein Liquorausstrom die Gefahr einer Flüssigkeitsansammlung mit sich bringt und die Hybridschichtbildung unvollständig stattfindet (Haller, 2009).

Krejci et al. (2003) fanden weiter hinsichtlich des Unterschiedes zwischen devitalen und vitalen Zähnen heraus, dass der Randschluss zwischen Zahn und Komposit in Bezug zum Bruchfestigkeitsverhalten und der marginalen Adaption weiter keinen relevanten Unterschied aufweist. Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung befinden sich die präparierten Tiefen im unteren Drittel des Dentins; demzufolge sind tendenziell geringere Haftwerte anzunehmen.

Die Proben dieser Evaluation sind eruptierte, kariesfreie dritte Molaren, daher war von einer Sklerosierung des Dentins nicht auszugehen. Da klinische Zähne lange Zeit in der Mundhöhle persistieren und allgemein bei Zähnen fortgeschrittenen Alters oft eine kariös oder altersbedingt veränderte Zahnschicht durch exogene Einflüsse vorliegt, ist eine Sekundär-Dentinbildung zu vermuten. Eine Sklerosierung des Dentins, z.B. durch Karies hat zur Folge, dass die Haftfestigkeit des Dentins eingeschränkt sein kann, wie eine Studie von Tay und Pashley (2004) unter Beweis stellt. In ihrer Mikrozugfestigkeitsprüfung zeigt das sklerosierte Dentin weniger Haftfestigkeit als normales.

Prati et al. (1999) fanden heraus, dass es einen Unterschied in der Ausbreitungstiefe der *Resin tag*-infiltrierten Dentinschicht gibt, sie stellt die Ausbildung retentiver

Kompositzotten innerhalb der Dentinkanälchen dar. Hier zeigt sich bei jugendlichem Dentin im Vergleich zu reifem, sklerorisiertem Dentin eine Zunahme der Hybridschichtdicke durch ein höheres Penetrationsvermögen des Monomers und eine größere *Tag*-Länge. Es kann in der vorhandenen Studie keine Korrelation zwischen der Länge der *Resin-tags* und den ermittelten Haftwerten hergestellt werden, weil keine Längenbestimmung der Kompositzotten durchgeführt wurde und hier nicht relevant ist.

Nach Pashley et al. (1995) unterliegen retinierte Zähne einer größeren Dentin-Permeabilität. Um diesen positiven Effekt auf den Haftverbund auszuschließen und die vorliegende Studie realistisch für ausgereifte Zähne anzufertigen, wurden Versuchsproben gewählt, die bereits ein abgeschlossenes Wurzelwachstum aufwiesen und komplett eruptiert sind.

7.1.2 Lagerung der Proben

Die Aufbewahrung der Zähne *post extractionem* bis zu ihrer Präparation ist in einer antimykotisch wirkenden 1%-igen Chloramin-Thymollösung erfolgt, um eine Bakterienbildung zu vermeiden und das Infektionsrisiko zu reduzieren. Ein Kriterium zur weiteren Probenauswahl ist, dass die chemisch-morphologischen Strukturen der biologischen Prüfkörper nicht durch die Bestandteile der Aufbewahrungslösung modifiziert werden. Eine Chloramin-Thymollösung beeinflusst das Adhäsionsverhalten am Dentin nicht und ist als Lagerungsmedium für extrahierte Zähne in Laborstudien zur Untersuchung der Dentinadhäsive empfehlenswert (Haller et al., 1993). Titley et al. (1998) kommt bei seiner Evaluation zum Ergebnis, dass die Aufbewahrung in Thymol signifikant zu einem niedrigerem Haftungsvermögen führt. Inwieweit und ob die Art eines Thymol-haltigen Lagerungsmediums zu einer Beeinflussung der Dentin-Permeabilität und Adhäsionskraft führt, wurde in vielen wissenschaftlichen Arbeiten untersucht (Goodis et al., 1993; Retief et al., 1989). Durch die widersprüchliche Studienlage existiert gegenwärtig keine einheitliche Empfehlung. Andere Studien präsentieren, dass sich zum Beispiel Formalin auch zur Infektionskontrolle als sehr wirksam erweist, aber als Speichermedium nicht ratsam ist, da eine negative Beeinflussung der Dentinadhäsion festgestellt wurde (DeWald, 1997).

Nachfolgend sind die Zähne zwischen den einzelnen Herstellungsschritten in einer 0,9%-igen Natriumchlorid-Lösung ebenfalls bei Raumtemperatur verwahrt worden.

Während der gesamten Versuchsdurchführung, sollte die Lagerung der Proben in einem wässrigen Medium ein Austrocknen verhindern und einen mundmilieuähnlichen Zustand simulieren.

Nach einem 6-monatigen Lagerungsprozess in Form von Zahnstäbchen mit anschließendem Sägevorgang und Mikrozugfestigkeitsprüfung, können Pazinato und Atta (2008) im Vergleich mit einem im Block gelagerten Testobjekt bestätigen, dass in Stäbchenform gelagerte Proben einer Haftfestigkeitsabnahme unterliegen. Das Oberflächen-Volumenverhältnis ist bei Lagerung im Block wesentlich geringer und die Wasserdiffusion kann langsamer aus der Peripherie in das Zentrum übertreten (Pazinatto und Atta, 2008). Die Zahnstäbchen in der vorhandenen Untersuchung wurden für 6 Monate, bis zu ihrem nächsten Verarbeitungsschritt, dem *Microtensile*-Versuch, gelagert. Somit kann das wässrige Lagerungsmedium in direkten Kontakt mit dem zu testenden Areal (Dentin-Komposit-Interface) treten. Dadurch sind die Stäbchen einem beschleunigten Alterungsprozess ausgesetzt.

7.1.3 Herstellung der Proben

Die Kavitäten-Präparation erfolgte standardisiert; es wurde eine Präparationstiefe und -breite von 4 mm eingehalten und mittels PA-Sonde entlang aller Wände überprüft. Bedingt durch die unterschiedliche Morphologie der Probenzähne war eine bei jedem Zahn exakt gleiche Restdentin-Schichtstärke über der Pulpa nicht einzuhalten. Hierfür hätte eine (dreidimensionale) röntgenologische Kontrolle jeder einzelnen Probe durchgeführt werden müssen. Somit kann nur schätzungsweise von einem mitteltiefen bis tiefen Dentinareal ausgegangen werden. Individuelle Abweichungen hinsichtlich der Restdentin-Schichtstärke bei der manuellen Präparation mit rotierenden Schleifern sind nicht zu vermeiden (Dietschi et al. 1995, Glockner et al. 1998). Bei der Probenvorbereitung konnte die Reproduktion der Kavitäten nicht exakt bei jedem Zahn gleich nachgebildet werden, da die Präparation manuell durchgeführt wurde und es zu minimalen Abweichung hinsichtlich der Kavitätenbreite und -tiefe kommt.

Um die Bedingung der Kavitäten-Reproduktion einheitlich festzulegen, könnte jedoch abschließend die Präparation durch ein oszillierendes Instrumentarium (z.B. Sonic Sys, KaVo, Biberach, Deutschland) ergänzt werden (Hugo et al., 1996). Weil die einzelnen Versuchsproben randomisiert aufgeteilt wurden, ist von einer gemischten

Verteilung der Kavitätenpräparation auszugehen. Die Gegebenheiten bei der Präparationsdurchführung und Abmessung der Kavitätenhöhe sind hier, da extraoral, wesentlich vorteilhafter als es bei *in vivo* Studien der Fall ist.

Für die Zielsetzung dieser Untersuchung muss der Gebrauch des Dentin-Haftvermittlers und des verwendeten Komposits auf jeweils nur einen Hersteller reduziert werden. Nur so können die Ergebnisse direkt miteinander verglichen und diskutiert werden. Der Gebrauch unterschiedlicher Adhäsive bringt in Bezug auf die Dentinhaftung eine zu große Varianz hervor (Frankenberger 2011; Frankenberger et al., 2015). Auf eine fachgemäße Handhabung des Adhäsiv-Systems Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent AG, Ellwangen, Deutschland) wurde geachtet. Dieser Hersteller wurde bereits unter vielen anderen Aspekten, jedoch nur selten in Kombination mit Eugenol, analysiert und als Vergleichsmittel in klinischen und *in vitro* Forschungen eingesetzt und stellt den Goldstandard der Adhäsive dar (Ganss und Jung 1998; Goracci et al., 2004). In der Praxis wird Syntac® Classic nicht nur als Adhäsiv zum Einsetzen direkter Kompositfüllungen verwendet, sondern auch, um indirekte zahnfarbene Restaurationen zu befestigen. Der Primer, bestehend aus Triethylenglycoldimethacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure und Aceton, hat die Aufgabe, den *Smearlayer*, der nach einer Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten auf der Dentinoberfläche als denaturierte Zellreste zurückbleibt (Pashley, 1991), zu entfernen. Zusätzlich sorgt die Maleinsäure für die Freilegung der peri- und intertubulären Dentinkanälchen (Van Meerbeek et al., 1993a). Während das Adhäsiv Polyethylenglycoldimethacrylat, Glutaraldehyd und Maleinsäure beinhaltet, stellt es eine Verbindung zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben *Bonding* her. Das Auftragen des *Bondings* ist der letzte Schritt vor der Komposit-Adaption. Plasmas et al. (1993) finden in ihrer Studie heraus, dass die Anwendung von Syntac® Classic sehr feuchtigkeitssensibel gegenüber intrinsischer und extrinsischer Dentinfeuchtigkeit ist. Sie simulierten ihre Untersuchung bei erhöhter Luftfeuchtigkeit. Ihre *high humidity* Gruppe erreicht nur Haftfestigkeiten geringer als 3 MPa.

Durch einen direkten Vergleich der Haftwerte bei trockenem Dentin, wie es in der vorliegenden Studie bei der Durchführung der Dentinkonditionierung umgesetzt wurde, sind bei der Kontrollgruppe 19,5 MPa ermittelt worden und bestätigen die Auffassung von Plasmas et al. (1993). Um so weit wie möglich Feuchtigkeitsunterschiede an den einzelnen Untersuchungsproben zu vermeiden, wurden alle innerhalb eines Tages im

gleichen Raum zu gleichen Feuchtigkeitsbedingungen konditioniert und mit Komposit gefüllt. Jeder maschinelle Bearbeitungsvorgang an den Zahnproben (Abtrennung der Wurzel von der Zahnkrone, Kavitäten-Präparation und Sägevorgänge) ist stets unter Wasserkühlung ausgeführt worden, um auf diese Weise ein Austrocknen der Strukturen und eine Beeinflussung der Messwerte zu vermeiden.

Die einwirkenden Kräfte, die durch das Sägen der Zahnproben in Stäbchen und Scheiben entstand, sind gering und bewusst mit einem niedrigen Gewicht eingestellt worden. Dennoch ging ein Teil der Zahnstäbchen vorzeitig zu Bruch und ist für die weitere Versuchsreihe nicht verwendbar gewesen (Tab.7, Zahnstäbchenergebnisse). Solche auftretenden Spontanfrakturen sind etwa auf eine zu geringe Kollageninfiltration zurückzuführen (Perdigao et al, 2006). Selbst die Anfertigung eines größeren Verbundflächenquerschnitts von 2 mm² kann die Menge vorzeitiger Frakturen nicht verringern (Ogata et al., 1999). Bei den Spontanfrakturen der vorliegenden Arbeit, in der ein kleinerer Querschnitt (0,7 mm²) als bei Ogata verwendet wurde, handelt es sich um überwiegend adhäsive Brüche (i.e. im Adhäsiv liegend).

Alle Untergruppen wurden der gleichen, nach Hersteller empfohlenen Anwendungsweise unterzogen, wie zum Beispiel beim Konditionieren und beim Einbringen des Komposits in die Kavität. Es wurde auch darauf geachtet, dass die Versuchsdurchführung immer nur von der Autorin selbst durchgeführt wurde, um individuelle Abweichungen zu vermeiden und zu minimieren.

Da das Maß an Opazität und Transluzenz bzw. die enthaltenen Farbpigmente eines Komposits auch entscheidend für die Lichtdurchlässigkeit und Durchhärtungstiefe ist, wurde zur Kavitätenfüllung jeweils die gleiche Farbe (A3) gewählt. Das Polymerisationslicht kann bei einer hellen und transluzenten Farbe tiefer penetrieren als bei einem opaken Komposit (Mahn, 2011). Je mehr Licht in tiefere Schichten ankommt, desto besser ist die Effektivität der Polymerisation (Ilie et al., 2014).

Der eingesetzte Füllwerkstoff ist ein Nanohybridkomposit (Venus Diamond®) der Firma Heraeus Kulzer GmbH und ist hauptsächlich nach Herstellerangaben indiziert für die direkte Restauration der Klassen I-V, direkte Komposit-Veneers und ästhetische Korrekturen. Sowohl Deshmukh und Nandlal (2012) als auch Manuja et al. (2011) legen eine signifikant höhere Adhäsion dieses Stoffes gegenüber konventionellen Kompositen dar.

Das Legen der Füllung erfolgte unter der Verwendung der Inkrementschicht, um die Schrumpfungsvorgänge während der Polymerisationsphase zu kompensieren (Armstrong et al., 2001). Dabei wurden maximal 2 mm Schichtstärken verwendet, ihre Polymerisation einzeln durch UV-Licht aktiviert und das Komposit ausgehärtet. Mit dieser Mehrschichttechnik konnte nach Lutz (1986) eine Spannungsreduktion erreicht werden. Zusätzlich wird eine Kontraktionsentwicklung verringert sowie der *C-factor* verbessert (Davidson et al., 1984; Feilzer et al., 1987). Demnach wurde sich hier bewusst gegen eine sogenannte *Bulk-Fill*-Technik entschieden, die dadurch charakterisiert wird, dass das entsprechende Komposit ohne das Auftragen von mehreren Schichten, sozusagen am Stück in eine Kavität eingebracht wird. Das *Bulk-Fill*-Komposit zeichnet sich durch weniger Schrumpfungstress beim Polymerisieren aus, besitzt aber aufgrund seines geringeren Füllkörpergehalts eine höhere Volumenschrumpfung sowie ein niedrigeres E-Modul im Vergleich zu Nanohybridkompositen (Hickel, 2001). Das E-Modul (Elastizitätsmodul) ist definiert als ein Maß eines Widerstandes. Es ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegenbringt. Das in dieser Studie eingesetzte Nanohybridkomposit zeichnet sich durch seinen höheren Füllkörpergehalt mit einem höheren E-Modul aus (Masouras et al., 2008) und ist gegenüber Kaubelastung stabiler (Asmussen und Peutzfeldt, 2008).

Die vorliegenden Probenzähne wurden vor ihrem Sägevorgang keinem künstlichen Alterungsprozess mittels thermomechanischer Dauerbelastung unterzogen, bei der die Zahnproben einer Temperaturwechselbelastung unter Wasserlagerung im *Thermocycler* und einer mechanischen Dauerbelastung im Kausimulator ausgesetzt werden. Diese Studien dienen zur Untersuchung von Ermüdungserscheinungen (Frankenberger et al., 1999), Frakturverhalten (Zhao et al., 2012) oder zur Belastungsprüfungen von Restaurationmaterialien (Guess et al., 2013) und sind für die vorliegende Evaluation unbedeutend.

7.1.4 Mikrozugfestigkeitsuntersuchung

Durch die vermehrte Verwendung von Kompositen nimmt die Bedeutung an genormten Standardverfahren zur Werkstoffprüfung stetig zu. Es gibt unterschiedliche Methoden zur Untersuchung von adhäsiven Haftkräften, die auf die Generierung einer optimierten Verknüpfung des Zahnsubstrates mit Komposit sowie die Verlängerung der Lebensdauer

von Kompositrestaurationen unter Kaubelastung abzielen (Armstrong et al., 2010). Zur Auswahl stehen Zug- (*tensile bond strength*) und Scherfestigkeitsversuche (*shear bond strength*) (Oilo, 1993). Der Unterschied zwischen dem Scher- und Zugfestigkeitsversuch liegt in ihrer unterschiedlichen Kraftausrichtung. Beim Mikrozugfestigkeitsversuch erfolgt sie senkrecht (Oilo, 1993) und beim Scherversuch wird ein Komposit-Probenkörper horizontal zur Verbundfläche abgeschert.

Sano et al. (1994) konzipierten ein Mikrozugfestigkeitsverfahren, das entweder in Stäbchen- oder in Sanduhrform durchgeführt werden kann und heute eine gängige Prüfmethode zur Untersuchung der Adhäsionskräfte des Dentins ist. Eine weitere Möglichkeit stellt der Ausstoßversuch dar, der hingegen sensibel auf Fehlfixierungen reagiert (Drummond et al., 1996). Nachteilig beim Scherfestigkeitsversuch sind weiter nicht homogen verteilte Spannungen und das Auftreten von Kerbspannungen und Biegemomenten, die innerhalb der Klebefuge auftreten (Haller, 1994). Eine Gegenüberstellung beider Methoden führt jedoch zu vergleichbaren Ergebnissen (Cardoso et al., 1998). In der vorliegenden Studie wurde daher der *Microtensile*-Versuch gewählt. Bei der Durchführung des *Microtensile*-Tests werden die zu testenden Prüfobjekte in Stäbchenform möglichst spannungsfrei eingebracht. Die Positionierung in exakt vertikaler Ausrichtung stellt eine entscheidende Bedingung dar, um Scherkräfte innerhalb der Versuchsdurchführung zu meiden (Sano et al., 1994). Die *Micotensile*-Methode ist in hinsichtlich Probenherstellung und Versuchsdurchführung recht arbeitsintensiv (Watanabe und Nakabayashie, 1994); erlaubt jedoch eine Messung von hohen Bindungsstärken ohne das Stattfinden von kohäsiven Frakturen. Des Weiteren können mehrere Messungen von einem Zahn durchgeführt werden (Armstrong et al., 1998; Sano et al., 1994). Insbesondere für kleine Adhäsionsflächen von einer Querschnittsgröße von 0,5 bis 12 mm² ist dieses Testverfahren vorteilhaft (Nikaido et al., 1995).

Dabei können nach Goracci (2004) und Pashley (1999) mit Querschnittsflächenwerten zwischen 0,5 mm² und 1 mm² zwar die größten Adhäsionswerte durch eine homogenere Lastverteilung erreicht werden, sind aber aufgrund eines kleineren Stäbchenquerschnitts von rund 0,7 mm² häufiger durch Spontanfrakturen der Proben im Herstellungsprozess gekennzeichnet (Motisuki et al., 2006). In der vorliegenden Studie wurde ein Probenquerschnitt von 0,7 mm² untersucht, aber die letztere Feststellung von Motisuki et al. (2006) kann nicht bestätigt werden.

Die Untergruppen 1,3,5,7 und die Kontrollgruppe zeigen den größten Anteil an vorzeitigen Brüchen auf. Die Spontanfrakturen sind allerdings nicht auf die niedrigen *Microtensile*-Mittelwerte übertragbar, da Untergruppen 1 und 5 jeweils geringe MPa-Werte (8,2; 7,1 MPa) aufweisen und UG 3, 7 und 9 (15,2; 17,6; 19,5 MPa) im Gesamtvergleich zu den höheren Haftwerten zählen (siehe dazu Tab. 7: Zahnstäbchenergebnisse und im Vergleich Tab. 8: Zugfestigkeit (μ TBS) der Experimentalgruppen).

Zur Versuchsdurchführung wurden die Prüfkörper in der vorliegenden Studie in Form von Stäbchen mit Klebewachs an eine Universalprüfmaschine befestigt und bis zu ihrer Fraktur senkrecht auseinander gezogen. Durch das Sägeprozedere sind die zirkulären Wände als Verschnitt entfernt worden, wodurch die Randbegrenzung der Zahnwände zur Füllung fehlt. Da bei der Stäbchenform nur der Kavitätenboden als gebundene Fläche zur Verfügung steht, sind in dieser Untersuchung geringere Haftmessungen zu erwarten. Yoshikawa konnte bei Zahnstäbchen im *Microtensile* verringerte Haftwerte im Vergleich zu dreidimensionalen Kavitäten ermitteln (Yoshikawa et al., 1999).

Die Kavitäten-Randbedingungen differenzieren sich stark von der *in vivo*-Situation, bezüglich der Möglichkeit einer suffizienten Trockenlegung und Abschirmung von intraoralen Flüssigkeiten, wie Blut oder Speichel. Die marginale Integrität und die Adhäsionskräfte können *in vitro* optimiert werden (Manhart, 2012). Nikolaenko et al. (2006) bestätigen dabei generell den Einfluss des *C-factors* auf die Adhäsion am Dentin. Sie zeigen, dass mit einer geeigneten Schichttechnik auch bei tiefen Kavitäten hohe Haftwerte erzielt werden können. Der *C-factor* beschreibt das Verhältnis von gebundener zu ungebundener Oberfläche eines Inkrements (Frankenberger, 2010) und beeinflusst die Kontraktionsspannung. Je geringer er ist, desto kleiner ist die entstehende Kontraktion im Komposit (Davidson und Feilzer, 1987; 1997).

Andere Autoren stehen der Verwendung der *Microtensile*-Methode zur Ermittlung von Haftwerten der Adhäsion von Kompositen am Dentin kritisch gegenüber. Armstrong et al. (1998) unterstreichen, dass eine sorgfältige Fehleranalyse bei der Ergebnisauswertung der Frakturen unabdingbar ist. Aus anderen Untersuchungen von *Microtensile*-Werten kann dargestellt werden, dass diese Technik ideal zum Untersuchen langfristiger Stabilität von Adhäsiv-Verbindungen ist (Pashley et al., 1999).

Bislang gibt es keine einheitlichen Erkenntnisse über die Wechselwirkung Eugenolhaltiger Zemente mit dem Adhäsiv, da die Studien in ihren eingesetzten Parametern zu verschieden sind. Es gibt auch bis heute keine optimal standardisierte Messmethode, die die experimentellen *in vitro* Bedingungen mit den tatsächlich vorhandenen *in vivo* Gegebenheiten abgleichen könnte (Watanabe und Nakabayashie 1994).

7.1.5 Rasterelektronenmikroskopische (REM) Untersuchungen

Das Rasterelektronenmikroskop (REM) stellt eine sehr verbreitete und fundamentale Arbeitsweise zum *Screening* von Oberflächen dar. Auch in dieser Untersuchung wurde die Visualisierung der Frakturoberflächen mit einem REM aufgenommen.

Ein Nachteil bei dem in dieser Studie verwendeten REM ist, dass ein zusätzlicher Arbeitsschritt, der *Sputtervorgang*, notwendig ist, damit eine Analyse der Frakturflächen ermöglicht werden kann. Dabei wird eine Oberflächenbeschichtung aus einer Goldplatinlegierung unter Hochvakuum durchgeführt und die Proben somit für das REM leitfähig gemacht. Es wird diskutiert, ob die angelegte Hochspannung eine schrumpfende Wirkung auf die organische Matrix ausübt und eine Schrumpfungsrissbildung entsteht (Camps et al., 2002; Zhang et al., 1998). Des Weiteren sind bei dem Beschichtungsprozedere eingeschlossen Artefakte nicht gänzlich auszuschließen und können die Analyse der Bildbetrachtungen einschränken. Die Beschichtung macht jedoch eine wiederholte Betrachtung unter dem REM möglich. Im Mittelpunkt des REM steht die Abbildung oberflächennaher Bereiche. Ein Selektionskriterium für die vorliegende Studie ist weiter die Option der dreidimensionalen Bildgebung. Als ein zusätzlicher Vorteil erweisen sich die großen Schärfentiefe und die Vergrößerungsmöglichkeiten.

Für die Visualisierung der Oberflächenmorphologie der Zahnstäbchen wurde im Rahmen der vorliegenden Untersuchung nur die Frakturoberfläche des Dentins gewählt. Das eingesetzte Rasterelektronenmikroskop (Phenom Pro, Phenom-World BV, Eindhoven, Niederlande) präzisiert das Dentin-Komposit-Interface und die Hybridschicht nach dem Haftfestigkeitsversuch bei 200-300 und bei 1000-1200-facher Vergrößerung. Überwiegend sind kombiniert adhäsiv-kohäsive Frakturtypen evaluiert worden. Eindeutig adhäsive Frakturtypen können nur in der UG 1 (Scaler/Excavator mit Kompositfüllung bei Temp-Bond®), UG 6 (Aluminiumoxidbestrahlung bei Temp-Bond® NE™) und kohäsive Frakturen der UG 9 (Kontrollgruppe) zugeordnet werden.

Da ein adhäsiver Bruch entweder innerhalb des Dentins und der Hybridschicht oder des Kunststoffes und der Hybridschicht liegt, kann das Ergebnis der UG 1 so gedeutet werden, dass eine Schwachstelle innerhalb der Hybridschicht vorzufinden ist. Dies würde auch mit den niedrigen Haftwerten der erhaltenen Mikrozugfestigkeits-Werten übereinstimmen. Auch UG 6 und 9 stehen in direkter Korrelation zu den erhaltenen *Microtensile*-Werten. Hier wurden unter den Versuchsgruppen die höchsten Haftwerte gemessen und sprechen für die starke adhäsive Eigenschaft des Dentins. Bei den kohäsiven Frakturen muss differenziert werden, in welchem Material sich der Bruch befindet (Dentin, Hybridschicht oder Füllungswerkstoff). Bei einer detaillierten Analyse des Komposit-Dentin-Interfaces sind vorwiegend Areale im *Bonding* bzw. Komposit vorzufinden. Dies spricht für eine gute mikromechanische Retention zwischen Dentin und Komposit.

7.2 Diskussion der Untersuchungsergebnisse

Die Verbundfestigkeit von Komposit an humanem Dentin wurde unter dem Einfluss von Eugenol im ersten Teil dieser *in vitro* Studie mit Hilfe einer quantitativen Analyse des Stäbchenerhalts nach dem Sägeprozess bestimmt sowie weiter in einer qualitativen Analyse die Mikrozugfestigkeit und, unter dem REM, die Frakturoberfläche untersucht. Dabei gilt es festzustellen, in wieweit die Verwendung von Eugenol-basiertem Zement eine Haftkraftbeeinflussung auf das Adhäsiv wirkt.

Das entscheidende Kriterium für die Langlebigkeit von Komposit-Füllungen und adhäsiv befestigtem, festsitzendem Zahnersatz ist die Verwendung von Adhäsiv-Systemen. Die Funktionsweise der adhäsiven Haftung von Kompositen an die natürliche Zahnhartsubstanz kann durch die Ausbildung einer Hybridschicht (Armstrong et al., 1998) umgesetzt werden.

Dabei sollte vor dem Füllvorgang eine konditionierte Dentinfläche vorliegen, die eine Entfernung der *Smearlayer* (Perdigao, 1995) und eine Exposition der Kollagenfibrillen bewirkt (Nakabayashi und Pashley, 1998). Zusätzlich findet eine Monomerinfiltration in die intertubulären Dentinkanälchen statt und sorgt für makromechanische Komposit-Zotten, sog. *Resin Tags* (Pasley et al. 1987; Pioch et al., 2001).

Es sind in der dargelegten Untersuchung zwei verschiedene intermediäre Zementierungsmaterialien getestet worden: ein Eugenol-basierter Zement (Temp-Bond®)

und ein Eugenol-freier Zement (Temp-Bond[®], Temp-Bond[®] NETM, Kerr Corporation, Orange, CA, USA). Nur wenige Publikationen testeten bereits Eugenol-haltiges Zementierungsmaterial im Vergleich mit Eugenol-freiem unter dem Aspekt der Haftfestigkeit von Dentin an Komposit (Ganss und Jung 1998; Nasreen et al. 2014; Peutzfeldt und Asmussen, 1999 und 2006; Silvia et al., 2011). Die Forschung von Zementresten und die Auswirkung von Eugenol bringt weiterhin äußerst widersprüchliche Resultate hervor (Abo-Hamar et al., 2005; Carvalho et al., 2007; 2014; Bagis et al., 2011; Koch et al., 2013; Ribeiro et al., 2011). Da verschiedene Testverfahren, z.B. der *Shear bond strength* (Abo-Hamar et al., 2005 Ganss und Jung 1998), unterschiedliche Dentin-Bonding-Systeme (Carvalho et al., 2014; Silvia et al., 2011), Oberflächenvorbehandlungen (z.B. Aceton oder Calciumhydroxid; Hamano et al., 2011;) und bovines oder nur schmelzbezogenes Substrat (Jung et al., 1998; Kielbassa et al., 1997; Mayer et al., 1997) zur Versuchsdurchführung herangezogen worden sind, fehlt die direkte Vergleichbarkeit der Studienergebnisse untereinander sowie mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit. Auch in Bezug zu den Lagerungsbedingungen insbesondere der Dauer und des Mediums sind diese nicht standardisiert.

Takimoto et al. (2012) überprüften in ihren Untersuchungen die reine Wirkung von provisorischen Zementen an unterschiedlichen selbstadhäsiven Befestigungskompositen und können einen Haftkraftverlust belegen. Allerdings sind die Ergebnisse nicht mit der vorliegenden Studie vergleichbar, denn bei ihren Proben fand keine Vorbehandlung mit Phosphorsäure statt, weil ein anderes Adhäsiv-System gewählt wurde. Die Phosphorsäureätzung bewirkt eine Demineralisation und das anschließende Absprühen mit Wasser kann als eine zusätzliche Reduktion der verbliebenen Zementreste gedeutet werden (Abo-Hamar et al., 2005; Bagis et al., 2011; Ganss und Jung, 1998).

Die häufigsten Verunreinigungen an der konditionierten Dentinoberfläche wurden in den UG 2 (Aluminiumoxidbestrahlung bei Temp-Bond[®]) vereinzelt und in UG 3 (Glycinbestrahlung bei Temp-Bond[®]) sowie in UG 5 (*Scaler/Excavator* mit Kompositfüllung bei Temp-Bond[®] NETM) vermehrt festgestellt. In Untergruppe 2 und 3 liegt nahe, dass es sich um Pulverüberreste handelt, die sich im REM als kleine Kugeln präsentieren (siehe dazu Abb. 23). In UG 5 stellt sich neben vermutlichen Zementrückständen in Form von kleinen runden Erhebungen noch ausgeprägte Luftblasen im Verbund dar (siehe Abb. 25). Sie sind jedoch auch vereinzelt in UG 1,3,6 und 7 (Glycinbestrahlung bei Temp-Bond[®] NETM) festzustellen. Die Pulverpartikel und

Luftblasenbildung beeinflussen die Haftwerte des Gesamtergebnisses nicht. In der Hauptgruppe (Temp-Bond® NE™) wurden generell weniger Reste an Reinigungspulver beobachtet, was sich im Hauptgruppen-Vergleich einzelner UG auch durch gering verbesserte MPa-Werte darstellt. Die Signifikanz ist jedoch gleich geblieben.

Weiter konnte Terata (1993) in seiner SEM-Evaluation von Dentinoberflächen Zementpartikel (Eugenol-frei und Eugenol-haltig) nach mechanischer Reinigung ausfindig machen. Andere Studien fanden heraus, dass der negative Effekt auf den Haftverbund nicht durch das Vorhandensein von Eugenol zu Stande kommt sondern alleine durch die Anwesenheit von Zementresten (Woody und Davis, 1991). Diese Aussage kann in der vorliegenden Untersuchung in den UG 1 und 5 bestätigt werden, denn eine makroskopisch zementfreie Oberfläche nach einer Reinigung mit Scaler und Excavator führt zu den niedrigsten Haftwerten der gesamten Testreihe (8,2 Temp-Bond® und 7,1°MPa Temp-Bond® NE). Kontrovers sind hierzu im Vergleich die UG 4 und 8, bei denen eine gleiche Reinigung durchgeführt wurde aber anschließend lediglich das Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-System angewendet wurde und die abschließende Schicht das *Bonding* darstellt. Die ermittelten Haftwerte liegen in UG 4 bei 14,9 MPa und in UG 8 bei 15,4 MPa und können eher einem höheren Wertebereich zugeordnet werden. Eine Erklärung könnte der Ansatz von van Meerbeek (1993b) liefern. Er testete das E-Modul eines *Bondings* gegenüber einer unbehandelten, im Vergleich starren Dentinfläche und kommt zu der Annahme, dass die *Bonding*-Schicht durch seine Elastizität die Dehnungsfähigkeit verbessert und einem Kontraktionsstress innerhalb der Polymerisation entgegenwirken kann (Perdigao et al., 1996).

Es bleibt aber die Frage offen, warum in der vorliegenden Studie das *Bonding*-Komposit-Interface versagt hat bzw. hier die geringsten Haftwerte verzeichnet wurden.

Studien von Carvalho et al. (2014) und Yap et al. (2001) belegen durch eine *Mirotensile*-Testung, dass mit der Einwirkung von Eugenol mit verschlechterten Haftergebnissen zu rechnen ist. Ribeiro et al. (2010) begründen diese Ergebnisse mit einer Interaktion der verbliebenen Eugenol-Moleküle im Dentin, die mit dem Adhäsiv in chemische Wechselwirkung treten und den radikalischen Polymerisationsprozess inhibieren. Eugenol gehört zu den der Gruppe der Phenole und besitzt eine reaktive Hydroxylgruppe, die durch freie Radikale aus dem Polymerisationsvorgang protoniert werden kann. Die Polymerisation kann hierdurch zu früh ausgelöst werden, unvollständig bleiben und den Polymerisationsgrad herabsetzen (Bagis et al., 2011; Carvalho et al.,

2007). Weiter kann es selbst mit nur sehr geringen Mengen an Eugenol zu einer Beeinflussung kommen; bedingt durch eine hohe Diffusionsfähigkeit dieses Materials in das Dentin (Hume et al., 1984). Hume et al. (1988) untersuchten in diesem Zusammenhang die Diffusionsrate von Eugenol im Dentin in mehreren Zeitabständen. Hierbei stellten sie ein Wertmaximum bei etwa 0,3 nmol/min nach einem Tag fest, welches sich in einem Zeitraum von 14 Tagen auf 0,08 nmol/min reduziert. Nicht nur Eugenol selbst wirkt als ein Radikalfänger (Abo-Hamar et al., 2005; Carvalho et al., 2007); es kann offensichtlich auch als sogenannter Dentin-Weichmacher fungieren (Ganss und Jung, 1998), indem es Calcium aus der Zahnhartsubstanz herauslöst (Rotberg und De Shazer, 1966). Ganss und Jung (1998) schließen daraus eine niedrigere Diffusionsrate des Adhäsivs durch das Dentin.

Ein Grund, warum sich Eugenol in der vorhandenen Studie kaum nennenswert auf die Dentinadhäsion ausgewirkt hat, kann auf die recht lange Einwirkungszeit zurückzuführen sein. Da es in der Praxis zu einer kürzeren Tragedauer des mit temporären Zement fixierten Provisoriums kommen könnte, kann die Adhäsion der definitiven Restauration, bei einer adhäsiven Verklebung deutlich verschlechtert werden. Dies verdeutlicht eine Untersuchung von Silvia et al. (2011). Es wurden die Haftfestigkeitswerte nach einer 24 stündige Tragedauer mit 7 und 14 Tagen verglichen. Eine negative Beeinflussung eines Eugenol-basierten Zementes kann nur nach 24 Stunden festgestellt werden. Die Expositionszeit einer Woche genügte, um eine ausreichende Bindungsstärke vom Dentin an das Adhäsiv wiederherzustellen. Die Ergebnisse decken sich mit der Publikation von Nasreen et al. (2014).

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass ab einem 7-tägigen Einwirken eines provisorischen Zementierungsmaterials von keiner negativen Beeinflussung der Dentinadhäsion auszugehen ist.

Auch in diesem Aspekt ist die weiterführende Studienlage dünn. Einzelne Studien untersuchten zwar die Effektivität einzelner Reinigungsmethoden, um Rückschlüsse auf die Haftfestigkeit von Dentin zu Komposit zu ziehen (Petersilika et al., 2003c; Frankenberger et al. 2007c), aber nur wenige Studien bringen daraufhin tatsächlich den Reinigungseffekt und die Auswirkung auf die Dentinadhäsion unter Verwendung eines Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems (Syntac® Classic) in Zusammenhang. Ein ähnlicher Versuchsaufbau, wie in der vorliegenden Arbeit, der zu einem ähnlichen Ergebnis führt,

findet sich allerdings nur bei Ganss und Jung, da sie ihre Studie auch mit dem gleichen Adhäsiv-System durchführen.

Im zweiten Teil der vorliegenden Studie wurden der Einfluss gängiger Reinigungsmethoden durch Aluminiumoxid (RONDOflex Plus Powder, KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß, Deutschland) und Glycin (Clinpro™ Prophy Powder®, 3M™ ESPE™ AG, Seefeld, Deutschland) im Vergleich zu einer manuellen Entfernung mit Scaler und Excavator untersucht und die Untersuchungsergebnisse miteinander verglichen, um Rückschlüsse auf ihre klinische Relevanz zu geben. Eine suffiziente Kavitäten-Reinigung ist für den Langzeiterfolg von adhäsiv eingesetzten Restaurationen von entscheidender Bedeutung (Chaiyabutr, 2008).

Die Vorbehandlung der Dentinoberfläche innerhalb der Kavitäten unterscheidet sich im direkten Vergleich der eingesetzten Reinigungspulver nicht signifikant zueinander. Sowohl das Aluminiumoxid als auch das Glycinpulver haben eine positive Auswirkung auf die Adhäsion. Eine reine Entfernung durch Scaler und Excavator in beiden Zementgruppen zeigt eine deutlich signifikante Verschlechterung der Haftfestigkeit bei einer Gegenüberstellung zu der Kontrollgruppe und der Kavitätenreinigung mittels Pulverstrahl ($p < 0,05$). Auf diese Weise können wertvolle Informationen über das Haftkraftverhalten unter einer Dentin-Vorbehandlung durch gängige Pulverstrahlmittel gesammelt werden.

Katora et al. (1981) konnten nach der Bestrahlung mit Aluminiumoxid eine Oberflächen-Rauigkeit sowohl im Dentin als auch im Schmelz nachweisen, was sich in Bezug auf die Haftwerte der vorhandenen Studie im Sinne von zusätzlichen Mikroretentionen im Dentin positiv auswirkt.

Andere Autoren stellen die These auf, dass Zementreste selbst nach mechanischer Reinigung und Behandlung mit 37%-iger Phosphorsäure auf der Dentinoberfläche zurückbleiben (Terata, 1993; Watanabe et al., 1997; 2000). Ribeiro et al. (2010) bestätigen diese Beobachtungen in ihren Untersuchungen mikroskopisch unter dem AFM (*Atomic force microscopy*). Pulverrückstände auf der Oberfläche verifizieren sich ebenfalls in der vorliegenden Studie unter dem REM hauptsächlich in der UG 3 (Glycinbestrahlung bei Temp-Bond®).

Weiter sollte auch der abrasive Charakter der Pulverstrahlmittel beurteilt werden. Die Auswirkung auf die Oberflächenmorphologie hängt von der Substrathärte, des angewendeten Arbeitsabstandes und der Korngröße, -form ab (Chaiyabutr, 2008), da es

sich bei Dentin im Gegensatz zu Schmelz um ein viel weiches Substrat handelt, was unter dem Vickersverfahren von Schemel et al. (1985) geprüft wurde.

Dadurch kommt es am Dentin zu einem höheren Substanzabtrag, der mit einer vermehrten Oberflächenrauigkeit einhergeht (Chaiyabutr, 2008; Petersilika, 2003c).

Das verwendete Aluminiumoxid in vorliegender Studie entsprach einer reduzierten Korngröße von 50 µm. Der Vorteil bei Aluminiumoxid liegt in der abgerundeten Form der einzelnen Pulverpartikel, die dadurch einen schonenden Abtrag bewerkstelligen können (Petersilika, 2003a).

Glycin (Korngröße Ø 65 µm) ist eine essenzielle Aminosäure des menschlichen Körpers und kann nach klinischen Untersuchungen von Petersilka et al. (2001, 2003b, 2003c) als Anwendung in Pulverform auf das Dentin eingesetzt werden. Auch bei freiliegenden Zahnhälsen und zur subgingivalen Plaqueentfernung können diese Studiengruppen eine Reinigung mittels Glycin empfehlen. Es hat den Vorteil, dass es gegenüber handelsüblichen Strahlpulvern, sein Indikationsfeld erweitert. Eine weitere Studie kommt zu dem Ergebnis, dass Glycin eine gute Wasserlöslichkeit besitzt und Partikelreste problemlos in paradontalen Taschen vom Körper abgebaut werden können (Petersilika 2003 a, c). In der vorhandenen Evaluation sind Rückstände des Pulvers rasterelektronenmikroskopisch besonders in der UG 3 (Glycinbestrahlung bei Temp-Bond®) zu beobachten, die auch nach der Glycinstrahlung durch ausgiebiges Besprühen mit H₂O und anschließender 37%-iger Phosphorsäureätzung mit Wasser-Abspülung nicht ausreichend entfernt werden konnten.

Frankenberger et al. (2007c) weisen in ihren Untersuchungen eine mikromorphologische Veränderung des Dentins nach einer Glycin-Anwendung nach: Dentintubuli zeigten sich offen und sind nicht mit einer Schmierschicht bedeckt. Weiter kommen sie zu dem Schluss, dass Glycin keinen negativen Effekt auf die Haftkraft ausübt, was sich in der vorliegenden Studie bestätigt und sich die gemessenen MPa-Mittelwerte (15,2; 17,6 MPa) im höheren Bereich ansiedeln.

Abo-Hamar et al. (2005) gehen von keinem signifikanten Unterschied im Anwendungsvergleich zwischen einer Excavator-Reinigung und einer Aluminiumoxid-Strahlung aus. Hierzu gegenüber steht eine Untersuchung von Chaiyabutr et al., 2008, die signifikant höhere Haftwerte bei der Pulverreinigung (Aluminiumoxid) als die Reinigung mittels Handinstrument (Excavator) verzeichnen konnte. Dieser Aspekt ist auch in der vorhandenen Untersuchung bestätigt worden. Beide stellen mögliche

Reinigungsmethoden dar; werden aber in der gegenwärtigen Literatur noch unterschiedlich diskutiert (Abo-Hamar et al., 2005; Chaiyabutr et al., 2008, Motisuki et al., 2006).

8 Schlussfolgerung

Bezogen auf die unterschiedliche Zusammensetzung der provisorischen Zemente nach temporärer Versorgung, lassen sich die durch μ TBS ermittelten Haftkräfte der beiden Hauptgruppen nur minimal voneinander unterscheiden. Die Hypothese, dass seine Verarbeitung bei nachfolgender adhäsiven Befestigung zu erheblich schlechten Haftverbund kommt, wird in dieser Studie widerlegt. Die angewendeten Reinigungsmethoden durch Sandstrahlen, insbesondere durch Aluminiumoxid als Pulversubstrat, führt zu einer signifikanten Verbesserung der Haftwerte am Dentin ($p < 0,05$). Glycin, als silanisiertes Siliziumdioxid, ist dem Aluminiumoxid nur geringfügig unterlegen und stellt eine weitere Option dar. Zusammenfassend zeigen die Ergebnisse, dass sich Eugenol (Temp-Bond®) unbedeutend auf die Adhäsion am Beispiel eines Nanohybridkomposits (Venus Diamond®) auswirkt, das zusammen mit einem Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems (Syntac® Classic) bei Klasse-I-Kavitäten getestet wurde.

9 Literaturverzeichnis

- Abdalla, A. I., & Davidson, C. L. (1993). Comparison of the marginal integrity of in vivo and in vitro Class II composite restorations. *Journal of Dentistry*, 21(3), 158-162.
- Abo-Hamar, S. E., Federlin, M., Hiller, K. A., Friedl, K. H., & Schmalz, G. (2005). Effect of temporary cements on the bond strength of ceramic luted to dentin. *Dental Materials*, 21(9), 794-803.
- Ahlers, M. O. (2006). Intraorale Reparatur zahnfarbener Restaurationen aus Composite-Füllungswerkstoffen. *Schlütersche*.
- Antonucci, J. M., Giuseppetti, A. A., O'Donnell, J. N., Schumacher, G. E., & Skrtic, D. (2009). Polymerization stress development in dental composites: Effect of cavity design factor. *Materials*, 2(1), 169-180.
- Armstrong, S., Geraldini, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50-e62.
- Armstrong, S. R., Keller, J. C., & Boyer, D. B. (2001). The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dental Materials*, 17(3), 268-276.
- Armstrong, S. R., Boyer, D. B., & Keller, J. C. (1998). Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials*, 14(1), 44-50.
- Asmussen, E., & Peutzfeldt, A. (1998). Influence of UEDMA, BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dental Materials*, 14(1), 51-56.
- Asmussen, E. (1975). NMR-analysis of monomers in restorative resins. *Acta Odontologica Scandinavica*, 33(3), 129-134.
- Bagis, B., Bagis, Y. H., & Hasanreisoglu, U. (2011). Bonding effectiveness of a self-adhesive resin-based luting cement to dentin after provisional cement contamination. *Journal of Adhesive Dentistry*, 13(6), 543-550.
- Bajaj, Y.P.S. (1999). Biotechnology in Agriculture and Forestry 43. Medicinal and Aromatic Plants XI. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag.
- Beech, D. R., Tyas, M. J., & Solomon, A. (1991). Bond strength of restorative materials to human dentin: influence of post-extraction time. *Dental Materials*, 7(1), 15-17.
- Bergmann, A., Kieschnick, A. (2009). Komposit - Entscheidend ist die Rezeptur *Teamwork J Cont Dent Educ.*, 5, 506-519.
- Blunck, U. (2007). Adhäsivsysteme, Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *Wissen Kompakt*, 3, 15-26.
- Blunck, U., Pohl, M., & Dieker, A. (1990). Extraktionszeitpunkt und Kavitätenlage bei der In-vitro-Prüfung von Dentinhaftmitteln. *Dtsch Zahnärztl*, (45), 639-642.
- Braden, M., Clarke, R. L., Parker, S., & Nicholson, J. (1997). Elastomeric Materials. In *Polymeric Dental Materials* (pp. 91-124). Springer Berlin Heidelberg.

- Bühl, A. (2006). *SPSS Version 14: Einführung in die moderne Datenanalyse*. 10., überarbeitete und erweiterte Auflage.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853.
- Cantoro, A., Goracci, C., Papacchini, F., Mazzitelli, C., Fadda, G. M., & Ferrari, M. (2008). Effect of pre-cure temperature on the bonding potential of self-etch and self-adhesive resin cements. *Dental Materials*, 24(5), 577-583.
- Cardoso, P. E., Braga, R. R., & Carrilho, M. R. (1998). Evaluation of micro-tensile, shear and tensile tests determining the bond strength of three adhesive systems. *Dental Materials*, 14(6), 394-398.
- Carvalho, E. M., Carvalho, C. N., Loguercio, A. D., Lima, D. M., & Bauer, J. (2014). Effect of temporary cements on the microtensile bond strength of self-etching and self-adhesive resin cement. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(8), 762-769.
- Carvalho, C. N., Loguercio, A. D., & Reis, A. (2007). Effect of ZOE temporary restoration on resin-dentin bond strength using different adhesive strategies. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(3), 144-152.
- Caughman, W.F., Rueggeberg, F.A., Curtis, J.W. Jr. (1995). Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *Journal of the American Dental Association*, 126(9), 1280-1282, 1284, 1286.
- Chaiyabutr, Y., & Kois, J. C. (2008). The effects of tooth preparation cleansing protocols on the bond strength of self-adhesive resin luting cement to contaminated dentin. *Operative Dentistry*, 33(5), 556-563.
- Davidson, C. L., & Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *Journal of dentistry*, 25(6), 435-440.
- Davidson, C. L., De Gee, A., & Feilzer, A. (1984). The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *Journal of dental research*, 63(12), 1396-1399.
- Deshmukh, S., & Nandlal, B. (2012). Evaluation of the shear bond strength of nanocomposite on carious and sound deciduous dentin. *International journal of clinical pediatric dentistry*, 5(1), 25.
- DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials*, 13(2), 74-81.
- Dias, W. R., Pereira, P. N., & Swift Jr., E. J. (2004). Effect of surface preparation on microtensile bond strength of three adhesive systems to bovine enamel. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(4), 279-285.
- Dieterich, H. (2011). Temporäre Restaurationen als Schlüsselement zur Erarbeitung der Ästhetik. *Quintessenz*, 62(6), 759-767.
- Dietschi, D., De Siebenthal, G., Neveu-Rosenstand, L., & Holz, J. (1995). Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: An in vitro evaluation. *Quintessence International*, 26(10).

- Drummond, J. L., Sakaguchi, R. L., Racean, D. C., Wozny, J., & Steinberg, A. D. (1996). Testing mode and surface treatment effects on dentin bonding. *Journal of biomedical materials research*, 32(4), 533-541.
- Eick, J. D., Cobb, C. M., Chappell, R. P., Spencer, P., & Robinson, S. J. (1991). The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence International*, 22(12), 967-977.
- Edelhoff, D., & Sorensen, J. A. (2002). Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(5), 503-509.
- Ernst, C. P. (2010). Die 20 beliebtesten Fehler beim Kleben. *Der Freie Zahnarzt*, 54(11), 66-83.
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., & Davidson, C. L. (1987). Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *Journal of Dental Research*, 66(11), 1636-1639.
- Ferracane, J. L., & Greener, E. H. (1986). The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *Journal of Biomedical Materials Research*, 20(1), 121-131.
- Fonseca, R. B., Martins, L. R. M., Quagliatto, P. S., & Soares, C. J. (2005). Influence of provisional cements on ultimate bond strength of indirect composite restorations to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 7(3), 225-230.
- Frankenberger, R., Krech, M., Braun, A., Roggendorf M.J. (2015). Moderne Adhäsivsysteme. *Der freie Zahnarzt* 12, 53-57.
- Frankenberger, R., Heidemann, D., Staehle, H.J., Hellwig, E., Blunck, U., Hickel, R. (2014). DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. *Dtsch Zahnärztl Z*. Online verfügbar unter http://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/goz/DGZ_Gutachten.pdf, zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Frankenberger, R. (Ed.). (2013). Adhäsive Zahnheilkunde: Therapiekonzept im Überblick. *Deutscher Ärzte-Verlag GmbH*.
- Frankenberger, R. (2011). Adhäsivtechnik „Etch and rinse“ oder „self-etch“? *Der freie Zahnarzt* 12, 66-73
- Frankenberger, R. (2010). *Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*. 2. überarb. u. erw. Aufl., Balingen: Spitta-Verlag.
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Taschner, M., Petschelt, A., & Nikolaenko, S. A. (2007a). Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 269.
- Frankenberger, R., Kramer, N., Lohbauer, U., Nikolaenko, S. A., & Reich, S. M. (2007b). Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *Journal of Adhesive Dentistry*, 9, 107.
- Frankenberger, R., Lohbauer, U., Tay, F. R., Taschner, M., & Nikolaenko, S. A. (2007c). The effect of different air-polishing powders on dentin bonding. *Journal of Adhesive Dentistry*, 9(4).

- Frankenberger, R. (2006). Bonding 2006 - Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. *Quintessenz* 5, 485-495.
- Frankenberger, R., Strobel, W. O., Taschner, M., Krämer, N., & Petschelt, A. (2004). Total Etch vs. Self-Etch-Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt*, 113(05), 188-196.
- Frankenberger, R., Krämer, N., & Petschelt, A. (2000). Long-term effect of dentin primers on enamel bond strength and marginal adaptation. *Operative dentistry*, 25, 11-19.
- Frankenberger, R., Krämer, N., & Petschelt, A. (1999). Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clinical oral investigations*, 3(1), 11-17.
- Fujisawa, S., & Kadoma, Y. (1997). Action of eugenol as a retarder against polymerization of methyl methacrylate by benzoyl peroxide. *Biomaterials*, 18(9), 701-703.
- Ganss, C., & Jung, M. (1998). Effect of eugenol-containing temporary cements on bond strength of composite to dentin. *Operative Dentistry*, 23, 55-62.
- Garberoglio, R., & Brännström, M. (1976). Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Archives of Oral Biology*, 21(6), 355-362.
- Glockner, K., Reich, M. E., Kos, S., Keil, C., Ebeleseder, K., & Stadtler, P. (1998). Randadaptation von verschiedenen Zahnfarben Klasse-II-Restaurationen: Eine In-vitro-Studie mit 10 verschiedenen Materialien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 53(11), 775-780.
- Goodis, H. E., Marshall, G. W., White, J. M., Gee, L., Hornberger, B., & Marshall, S. J. (1993). Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dental Materials*, 9(2), 79-84.
- Goracci, C., Sadek, F. T., Monticelli, F., Cardoso, P. E. C., & Ferrari, M. (2004). Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *Journal of Adhesive dentistry*, 6(4).
- Guess, P. C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., & Strub, J. R. (2013). Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *The Journal of prosthetic dentistry*, 110(4), 264-273.
- Gutknecht, N., Apel, C., Schäfer, C., & Lampert, F. (2001). Microleakage of composite fillings in Er, Cr: YSGG laser-prepared class II cavities. *Lasers in surgery and medicine*, 28(4), 371-374.
- Haller, B. (2009). Die postoperative Hypersensibilität. *Zahnärztl Mitt*, 99, 44-51.
- Haller, B. (1994). Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl*, 749, 750.
- Haller, B., Hofmann, N., Klaiber, B., & Bloching, U. (1993). Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dental Materials*, 9(3), 191-197.
- Hamano, N., Chiang, Y. C., Nyamaa, I., Yamaguchi, H., Ino, S., Hickel, R., & Kunzelmann, K. H. (2011). Effect of different surface treatments on the repair strength of a nanofilled resin-based composite. *Dental materials journal*, 30(4), 537-545.

- Hedderich, J., & Sachs, L. (2016). Angewandte Statistik: Methodensammlung mit R. Springer-Verlag.
- Hellwig, E., Klimek, J., & Attin, T. (2009). Einführung in die Zahnerhaltung. *Deutscher Ärzteverlag*.
- Hickel, R., (2012). Neueste Komposite - viele Behauptungen; Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? Online verfügbar unter http://www.bzb-online.de/nov12/50_53.pdf ,zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Hickel, R., Kunzelmann, K. H., Lambrechts, P., Perdigao, J., Vanherle, G., Van Meerbeek, B., Frankenberger R., De Munck, J. (2001). Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. *DentNet Masters, 3M Espe Expert Education, Seefeld*, 12-103.
- Hugo B, Stassinakis A, Hotz P, Klaiber B. (1996) Reproduzierbare Präparation standardisierter Klasse-II-Kavitäten, *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 746-750.
- Hume, W. R. (1988). In vitro studies on the local pharmacodynamics, pharmacology and toxicology of eugenol and zinc oxide-eugenol. *International endodontic journal*, 21(2), 130-134.
- Hume, W. R. (1984). An analysis of the release and the diffusion through dentin of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures. *Journal of Dental Research*, 63(6), 881-884.
- Huth, S. Für direkte Füllungstherapie und indirekte Restaurationen. Online verfügbar unter http://dzw.de/epaper/KOM_3-14/page22.html#/22, zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Ilie, N., & Staczyk, B. (2014). Bulk-Fill-Komposite: neue Entwicklungen oder doch herkömmliche Komposite. *ZMK*, 30, 90-97.
- Janda, R. (1988). Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungswerkstoffe, Part I-III. *Quintessenz*, 6, 7, 8, 1067-1073, 1243-1253, 1393-1398.
- Jung, M., Ganss, C., & Senger, S. (1998). Effect of Eugenol-containing Temporary Cements on Bond Strength of Composite to Enamel. *Operative Dentistry*, 23, 63-68.
- Katora, M. E., Jubach, T., & Polimus, M. M. (1981). Airbrasive etching of the enamel surface. *Quintessence international, dental digest*, 12(9), 967-968
- Kielbassa, A. M., Attin, T., & Hellwig, E. (1997). Diffusion behavior of eugenol from zinc oxide-eugenol mixtures through human and bovine dentin in vitro. *Operative Dentistry*, 22, 15-20.
- Koch, T., Peutzfeldt, A., Malinovskii, V., Flury, S., Häner, R., & Lussi, A. (2013). Temporary zinc oxide–eugenol cement: eugenol quantity in dentin and bond strength of resin composite. *European Journal of Oral Sciences*, 121(4), 363-369.
- Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *The Journal of the American Dental Association*, 131, 20S-25S.
- Koutsis, V., Noonan, R. G., Horner, J. A., Simpson, M. D., Matthews, W. G., & Pashley, D. H. (1994). The effect of dentin depth on the permeability and ultrastructure of primary molars. *Pediatric Dentistry*, 16, 29-29.

- Krämer, N., Frankenberger, R. (2008). Befestigungskomposite und –kompomere. In: Kappert HF, Eichner K (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart: Thieme, 184-196.
- Krejci, I., Duc, O., Dietschi, D., & De Campos, E. (2003). Marginal adaptation, retention and fracture resistance of adhesive composite restorations on devital teeth with and without posts. *Operative Dentistry*, 28(2), 127-135.
- Lehmann, K. M., & Hellwig, E. (2005). Zahnärztliche Propädeutik. Elsevier, Urban & Fischer Verlag.
- Lemon, M. T., Jones, M. S., & Stansbury, J. W. (2007). Hydrogen bonding interactions in methacrylate monomers and polymers. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 83(3), 734-746.
- Lewinstein, I., Fuhrer, N., Gelfand, K., Cardash, H., & Pilo, R. (2003). Retention, marginal leakage, and cement solubility of provisional crowns cemented with temporary cement containing stannous fluoride. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2), 189-193.
- Lutz, F., Krejci, I., Imfeld, T., & Elzer, A. (1990). [The hydrodynamic behavior of dentinal tubule fluid under occlusal loading]. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie= Rivista mensile svizzera di odontologia e stomatologia/SSO*, 101(1), 24-30.
- Lutz, F., Krejci, I., Luescher, B., & Oldenburg, T. R. (1986). Improved proximal margin adaptation of Class II composite resin restorations by use of light-reflecting wedges. *Quintessence international (Berlin, Germany: 1985)*, 17(10), 659-664.
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1985). Classification of new composite resin systems: analysis and evaluation. *Dental Cadmos*, 53(12), 13.
- Lutz, F., & Phillips, R. W. (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 50(4), 480-488.
- Mahn, E. (2011). Klinische Kriterien für die erfolgreiche Komposite-Aushärtung. Online verfügbar unter http://www.zm-online.de/hefte/Klinische-Kriterien-fuer-die-erfolgreiche-Komposite-Aushaertung_38568.html#1 zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Manhart, J. (2013). Innovative Materialien Nanohybridkomposite im Seitenzahnbereich Funktionale und ästhetische Alternative zu metallischen Restaurationen. *Stomatologie*, 7-8, 77-80.
- Manhart, J. (2012). Ästhetische Alternative. *Dent Mag.*, 30(1), 26-32.
- Manuja, N., Pandit, I. K., Srivastava, N., Gugnani, N., & Nagpal, R. (2011). Comparative evaluation of shear bond strength of various esthetic restorative materials to dentin: An in vitro study. *Journal of Indian Society of Pedodontics and Preventive Dentistry*, 29(1), 7.
- Maroli, S., Khera, S. C., & Krell, K. V. (1991). Regional variation in permeability of young dentin. *Operative Dentistry*, 17(3), 93-100.
- Masouras, K., Silikas, N., & Watts, D. C. (2008). Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. *Dental Materials*, 24(7), 932-939.

- Mayer, T., Pioch, T., Duschner, H., & Staehle, H. J. (1997). Dentinal adhesion and histomorphology of two dentinal bonding agents under the influence of eugenol. *Quintessence International*, 28(1).
- Motisuki, C., Monti Lima, L., Emi Sanabe, M., Jacques, P., & Santos-Pinto, L. (2006). Evaluation of the microtensile bond strength of composite resin restoration in dentin prepared with different sizes of aluminum oxide particles, using the air abrasion system. *Minerva stomatologica*, 55(11/12), 611.
- Nakabayashi, N., & Pashley, D. H. (1998). *Hybridization of dental hard tissues*. Quintessence Publishing (IL).
- Nakamichi, I., Iwaku, M., & Fusayama, T. (1983). Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *Journal of Dental Research*, 62(10), 1076-1081.
- Nasreen, F., Guptha, A. B. S., Srinivasan, R., Chandrappa, M. M., Bhandary, S., & Junjanna, P. (2014). An in vitro evaluation of effect of eugenol exposure time on the shear bond strength of two-step and one-step self-etching adhesives to dentin. *Journal of Conservative Dentistry*, 17(3), 280.
- Nikaido, T., Yamada, T., Koh, Y., Burrow, M. F., & Takatsu, T. (1995). Effect of air-powder polishing on adhesion of bonding systems to tooth substrates. *Dental Materials*, 11(4), 258-264.
- Nikolaenko, S. A., Lohbauer, U., Roggendorf, M., Petschelt, A., Dasch, W., & Frankenberger, R. (2004). Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dental Materials*, 20(6), 579-585.
- Neidhardt, A. (2003). Wer die Wahl hat - neue Prophylaxepulver für Pulverstrahlgeräte. *Dentalhygiene Journal*, 2(6), 26-28.
- Ogata, M., Nakajima, M., Sano, H., & Tagami, J. (1999). Effect of dentin primer application on regional bond strength to cervical wedge-shaped cavity walls. *Operative dentistry*, 24, 81-88.
- Ohsawa, T. (1971). Studies on solubility and adhesion of the enamel in pre-treatment of caries preventive sealing. *Koku Eisei Gakkai Zasshi*, 21(1), 53-69.
- Oilo, G. (1993). Bond strength testing-what does it mean? *International dental journal*, 43(5), 492-498.
- Outhwaite, W. C., Livingston, M. J., & Pashley, D. H. (1976). Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Archives of Oral Biology*, 21(10), 599-603.
- Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, CA, Tay, F. (1999). The microtensile bond test: A review. *Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299-309.
- Pashley, D. H., Sano, H., Ciucchi, B., Yoshiyama, M., & Carvalho, R. M. (1995). Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dental Materials*, 11(2), 117-125.
- Pashley, D. H. (1991). Smear layer: overview of structure and function. *Proceedings of the Finnish Dental Society. Suomen Hammaslaakariseuran toimituksia*, 88, 215-224.

- Pashley, D. H., Andringa, H. J., Derkson, G. D., Derkson, M. E., & Kalathoor, S. R. (1987). Regional variability in the permeability of human dentine. *Archives of Oral Biology*, 32(7), 519-523.
- Pazinatto, F. B., & Atta, M. T. (2008). Influence of differently oriented dentin surfaces and the regional variation of specimens on adhesive layer thickness and bond strength. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 20(2), 119-128.
- Perdigao, J., Gomes, G., Gondo, R., & Fundingsland, J. W. (2006). In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I-microtensile bond strengths. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(6), 367.
- Perdigao, J., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B., Braem, M., Yildiz, E., Yücel, T., & Vanherle, G. (1996). The interaction of adhesive systems with human dentin. *American journal of dentistry*, 9(4), 167-173.
- Petersilka, G. (2003a). Entwicklung eines neuen Pulverstrahlmediums für die Parodontitistherapie. *Dentalhygiene Journal* 2, 22-28. Online verfügbar unter http://www.zwp-online.info/archiv/pub/sim/dhj/2003/dhj0203/dhj0203_22_25_petersilka.pdf, zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Petersilka, G. J., Tunkel, J., Barakos, K., Heinecke, A., Häberlein, I., & Flemmig, T. F. (2003b). Subgingival plaque removal at interdental sites using a low-abrasive air polishing powder. *Journal of periodontology*, 74(3), 307-311.
- Petersilka, G. J., Bell, M., Häberlein, I., Mehl, A., Hickel, R., & Flemmig, T. F. (2003c). In vitro evaluation of novel low abrasive air polishing powders. *Journal of Clinical Periodontology*, 30(1), 9-13.
- Petersilka, G., Steinmann, D., & Flemmig, T. F. (2001). Subgingival plaque removal by a novel low abrasive airpolishing powder. *J Dent Res*, 80, 550.
- Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (1999). Influence of eugenol-containing temporary cement on efficacy of dentin-bonding systems. *European Journal of oral Sciences*, 107(1), 65-69.
- Peutzfeldt, A., & Asmussen, E. (2006). Influence of eugenol-containing temporary cement on bonding of self-etching adhesives to dentin. *Journal of Adhesive Dentistry*, 8(1).
- Pioch, T., Staehle, H. J., Duschner, H., & García-Godoy, F. (2001). Nanoleakage at the composite-dentin interface: A review.
- Plasmans, P. J. J. M., Reukers, E. A. J., Vollenbrock-Kuipers, L., & Vollenbrock, H. R. (1993). Air humidity: a detrimental factor in dentine adhesion. *Journal of dentistry*, 21(4), 228-233.
- Prati, C., Chersoni, S., Mongiorgi, R., Montanari, G., & Pashley, D. H. (1999). Thickness and morphology of resin-infiltrated dentin layer in young, old, and sclerotic dentin. *Operative Dentistry*, 24, 66-72.
- Qvist, V., & Qvist, J. (1987). Replica patterns on composite restorations performed in vitro with different acid-etch procedures and dentin adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, 95(1), 87-93.

- Reis, A. F., Giannini, M., Kavaguchi, A., Soares, C. J., & Line, S. R. (2004). Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *Journal of Adhesive Dentistry*, 6(2), 117-21.
- Retief, D. H., Wendt, S. L., Bradley, E. L., & Denys, F. R. (1989). The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *American journal of dentistry*, 2(5), 269-273.
- Ribeiro, J. C., Coelho, P. G., Janal, M. N., Silva, N. R., Monteiro, A. J., & Fernandes, C. A. (2011). The influence of temporary cements on dental adhesive systems for luting cementation. *Journal of Dentistry*, 39(3), 255-262.
- Rotberg, S. J., De Shazer, D. O. (1966). The complexing action of eugenol on sound dentin. *Journal of dental research*, 45(2), 307-310.
- Roulet, J. F. (1994). Marginal integrity: clinical significance. *Journal of Dentistry*, 22, 9-12.
- Roulet, J.F. (1987). *Degradation of dental polymers*, Bd. 1. Basel: Karger Verlag.
- Rullmann, I., Schattenberg, A., Marx, M., Willershausen, B., Ernst, C.-P. (2012). Spannungsoptische Messungen der Polymerisationsschrumpfkraft schrumpfreduzierter Komposite. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.*, 122, 8-12.
- Ruyter, I. E. (1981). Unpolymerized surface layers on sealants. *Acta Odontologica Scandinavica*, 39(1), 27-32.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236-240.
- Schemel, W., Hummel, K., Krekeler G., Soltesz, U. (1985). Härteprüfungen an Schmelz, Dentin und Zement historischer und prähistorischer menschlicher Zähne. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin* 95(1), 31-40.
- Schulte, A. (2003). Auswirkungen von Wasser-Pulverstrahlgeräten auf Zahnhartgewebe und Restaurationsmaterialien. *ZMK*, 19:2-5. Online verfügbar unter http://www2.spitta.de/uploads/pdf_download/spitta_1347096656.pdf, zuletzt geprüft am 18.08.2016.
- Schwartzter, E., Collares, F. M., Ogliari, F. A., Leitune, V. C. B., & Samuel, S. M. W. (2008). Influence of zinc oxide-eugenol temporary cement on bond strength of an all-in-one adhesive system to bovine dentin.
- Schwickerath, H. (1977). *Werkstoffe in der Zahnheilkunde*. Quintessenz Berlin.
- Silikas, N., Eliades, G., & Watts, D. C. (2000). Light intensity effects on resin-composite degree of conversion and shrinkage strain. *Dental Materials*, 16(4), 292-296.
- Silva, J. P. L., Queiroz, D. M., Azevedo, L. H., Leal, L. C., Rodrigues, J. L., Lima, A. F., Marchi G. M., Brito-Junior M., Faria-e-Silva, A. L. (2011). Effect of eugenol exposure time and post-removal delay on the bond strength of a self-etching adhesive to dentin. *Operative dentistry*, 36(1), 66-71.
- Straehle, H.-J. (1997). Eine Risikoabschätzung bei Kunststoffmaterialien. *Zahnärztl Mitt.*, 87 (4), 364-374.

- Taira, J., Ikemoto, T., Yoneya, T., Hagi, A., Murakami, A., & Makino, K. (1992). Essential oil phenyl propanoids. Useful as OH scavengers?. *Free radical research communications*, 16(3), 197-204.
- Takimoto, M., Ishii, R., Iino, M., Shimizu, Y., Tsujimoto, A., Takamizawa, T., Ando, S., & Miyazaki, M. (2012). Influence of temporary cement contamination on the surface free energy and dentine bond strength of self-adhesive cements. *Journal of dentistry*, 40(2), 131-138.
- Tao, L., & Pashley, D. H. (1989). The relationship between dentin bond strengths and dentin permeability. *Dental Materials*, 5(2), 133-139.
- Terata, R. (1993). Characterization of Enamel and Dentin Surfaces after Removal of Temporary Cement. *Dental materials journal*, 12(1), 18-28.
- Titley, K. C., Chernecky, R., Rossouw, P. E., & Kulkarni, G. V. (1998). The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Archives of Oral Biology*, 43(4), 305-311.
- Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2004). Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *Journal of Dentistry*, 32(3), 173-196.
- Vanajasan, P. P., Dhakshinamoorthy, M., & Rao, C. S. (2011). Factors affecting the bond strength of self-etch adhesives: A meta-analysis of literature. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(1), 62.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., Van Ende, A., Neves, A., & De Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dental Materials*, 26(2), e100-e121.
- Van Meerbeek, B., Peumans, M., Verschueren, M., Gladys, S., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1994). Clinical status of ten dentin adhesive systems. *Journal of Dental Research*, 73(11), 1690-1702.
- Van Meerbeek, B., Dhem, A., Goret-Nicaise, M., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1993a). Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *Journal of Dental Research*, 72(2), 495-501.
- Van Meerbeek, B., Willems, G., Celis, J. P., Roos, J. R., Braem, M., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (1993b). Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *Journal of Dental Research*, 72(10), 1434-1442.
- Vogel, K. (2011). Geringe Schrumpfung und wenig Schrumpfungsstress sind entscheidende Grundlage. *DZW Die Zahnarzt Woche* (40), 9-12.
- Von Reichl, F.-X., Mohr, K., Hein, L., Hickel, R. (2014). Atlas der Pharmakologie und Toxikologie für Zahnmediziner. 2. Aufl., Stuttgart: Thieme Verlag.
- Watanabe, E. K., Yatani, H., Ishikawa, K., Suzuki, K., & Yamashita, A. (2000). Pilot study of conditioner/primer effects on resin-dentin bonding after provisional cement contamination using SEM, energy dispersive x-ray spectroscopy, and bond strength evaluation measures. *The Journal of prosthetic dentistry*, 83(3), 349-355.

- Watanabe, E. K., Yamashita, A., Imai, M., Yatani, H., & Suzuki, K. (1997). Temporary cement remnants as an adhesion inhibiting factor in the interface between resin cements and bovine dentin. *International Journal of Prosthodontics*, 10(5).
- Watanabe, I., & Nakabayashi, N. (1994). Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. *Journal of dentistry*, 22(2), 67-72.
- Wesolowsky, M. (2008). Ätzel ohne Ätzelücke. Bei Ätzel kommt es auf offene und verborgene Eigenschaften an. *DZ* (2), 34-35.
- Willems, G., Lambrechts, P., Bream, M., Celis, J.P., Vanherle, G. (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Materials*, 8(5), 310-319.
- Wilson, A.D., Batchelor, R.F. (1970). Zinc oxide-eugenol cements. II. Study of erosion and disintegration. *Journal of Dental Research*, 49(3), 593-598.
- Woody, T. L., & Davis, R. D. (1991). The effect of eugenol-containing and eugenol-free temporary cements on microleakage in resin bonded restorations. *Operative dentistry*, 17(5), 175-180.
- Yap, A. U., Shah, K. C., Loh, E. T., Sim, S. S., & Tan, C. C. (2001). Influence of eugenol-containing temporary restorations on bond strength of composite to dentin. *Operative dentistry*, 26(6), 556-561.
- Yoshikawa, T., Sano, H., Burrow, M. F., Tagami, J., & Pashley, D. H. (1999). Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *Journal of dental research*, 78(4), 898-905.
- Zhao, K., Pan, Y., Guess, P. C., Zhang, X. P., & Swain, M. V. (2012). Influence of veneer application on fracture behavior of lithium-disilicate-based ceramic crowns. *Dental Materials*, 28(6), 653-660.

10 Anhang

10.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Strukturformeln von Bis-GMA (oben) und UDMA (unten)	9
Abb. 2	Strukturformel von TEGDMA	10
Abb. 3	Lichtmikroskopische Aufnahme einer Zahnscheibe im Querschnitt	16
Abb. 4	Abhängigkeit des C-Faktors vom Kavitäten-Design (<i>Configurations factor</i>)	17
Abb. 5	Strukturformel Eugenol	19
Abb. 6	Kl.-I-Kavität in schematischer Darstellung im Querschnitt	24
Abb. 7	Querschnitt einer Zahnscheibe mit kunststoffgefüllter Kl. I-Kavität	28
Abb. 8	Präzisionskreissäge mit 250 U/min und 200 g	29
Abb. 9	Schematische Darstellung der Herstellung der Zahnscheiben	30
Abb. 10	Schematische Darstellung der Zahnstäbchen als fertige Prüfkörper für die <i>Microtensile</i> -Untersuchung nach horizontalem Sägen	30
Abb. 11	Kleinlast-Prüfmaschine	31
Abb. 12	Fixierung der Zahnstäbchen	32
Abb. 13	Aktiver <i>Sputter</i> vorgang	33
Abb. 14	Arbeitsschritte der Untergruppen	35
Abb. 15	Arbeitsschritte der Kontrollgruppe	36
Abb. 16	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 1	41
Abb. 17	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 1	41
Abb. 18	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 2	42
Abb. 19	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 2	43
Abb. 20	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 3	44
Abb. 21	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 3	44
Abb. 22	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 4	45

Abb. 23	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 4	46
Abb. 24	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 5	47
Abb. 25	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 5	47
Abb. 26	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 6	48
Abb. 27	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 6	49
Abb. 28	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 7	50
Abb. 29	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 7	50
Abb. 30	Kraft-Weg-Diagramm der Untergruppe 8	51
Abb. 31	Bruchoberflächenstruktur der Untergruppe 8	52
Abb. 32	Kraft-Weg-Diagramm der Kontrollgruppe (Untergruppe 9)	52
Abb. 33	Bruchoberflächenstruktur der Kontrollgruppe (Untergruppe 9)	53
Abb. 34	Übersicht über die Stäbchenausbeute der Untergruppe 4 und 8 (dunkelblau)	55
Abb. 35	Vergleich der Zugfestigkeit	57
Abb. 36	Einfluss von Eugenol auf die Haftkraft	58
Abb. 37	Einfluss von Aluminiumoxid (dunkelblau) und Glycin (hellblau) auf Temp-Bond® und Temp-Bond® NE™	59

10.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Typische Hauptbestandteile der Kompositmaterialien	8
Tab. 2	Klassifikation der Komposite nach Füllkörpertyp und Partikelgröße	11
Tab. 3	Verwendete Materialien mit Materialinformation gemäß Herstellerangaben	22 23
Tab. 4	Einteilung der präparierten Zähne in Hauptgruppen und Untergruppen	25
Tab. 5	Verarbeitung des Adhäsiv-Systems und Komposits nach Herstellerangaben	27
Tab. 6	Statistische Auswertung der Experimentalgruppen	39
Tab. 7	Zahnstäbchenergebnisse	54
Tab. 8	Zugfestigkeit (μTBS) der Experimentalgruppen	56

10.3 Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
Ø	Durchmesser
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
Bis-EDMA	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
°C	Grad Celsius
cm²	Quadratcentimeter
EBA	Ethoxy-Benzoic-Acid
EDGMA	Ethylenglycoldimethacrylat
E-Modul	Elastizitätsmodul
evt.	eventuell
et al.	Et alii/ Et aliae = Und andere
g	Gramm
Gew. %	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
HQME	Hydrochinonmonomethylether
H₂O	Wasser
lat.	lateinisch
kV	Kilovolt
mA	Milliampere
Max.	Maxi
mbar	Millibar
min	Minute
mm	Millimeter
mm²	Quadratmillimeter
MPa	Megapaskal
mW	Milliwatt
MW	Mittelwert
N	Newton
nm	Nanometer

Anhang: Abkürzungsverzeichnis

PEG-DMA	Polyethylenglycoldimethacrylat
SD	Standardabweichung (<i>Standard Deviation</i>)
Sek	Sekunde
Tab.	Tabelle
μTBS	<i>Micro Tensile Bond Strength</i>
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TCD-Di-HEA	Bis(acryloyloxymethyl)- Tricyclo[5.2.1.0.sup.2,6]decan
UG	Untergruppe
UDMA	Urethandimethacrylat
U/min	Umdrehung pro Minute
μm	Mikrometer
z.B.	zum Beispiel
ZnOE-Z	Zinkoxideugenol-Zement
Zn (OH)₂	Zinkhydroxid
ZOE	Zinkoxideugenol

11 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Janine Christin Dewor
Familienstand	ledig
Staatsangehörigkeit	deutsch
Geburtsdaten	30. Januar 1984 in Aachen

Studium/ Berufliche Qualifikation/ Schulische Ausbildung

Ab 12/2015	Angestellte Zahnärztin in der Zahnarztpraxis Dr. Spänle & Partner mit ästhetisch konservierendem Tätigkeits- und Fortbildungsschwerpunkt
12/2013-12/2015	Vorbereitungsassistentin in der Zahnarztpraxis Dr. Spänle & Partner in Friedrichshafen
07/2013-11/2013	Experimentelle Arbeiten der Dissertation
06/2013	Approbation als Zahnärztin
03/2008-06/2013	Studium der Zahnmedizin an der Philipps Universität Marburg und wissenschaftliche Hilfskraft im Lehrbereich für zahnärztliche Propädeutik und Kiefer-Gesichts-Prothetik der Philipps Universität Marburg
02/2007-02/2008	Praktikum in der Zahnarztpraxis Dr. med. dent. Franz Vetter in Krefeld Beschäftigung als Zahntechnikerin beim Zahntechnischen Laboratorium Bonné GmbH, Jülich
08/2003-01/2007	Ausbildung zur Zahntechnikerin mit Berufsabschluss und Prüfungszeugnis beim Zahntechnischen Laboratorium Bonné GmbH, Jülich
08/1994-06/2003	Städtisches Gymnasium Eschweiler mit dem Abschluss der Allgemeinen Hochschulreife

Preise und Auszeichnungen

03/2013	Teampreis ‚Beste Dokumentation‘ der Cercon Campus Challenge, DeguDent, Dotation 1000€
---------	---

12 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps- Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Althaus, Arweiler, Ausschill, Bremmer, Braun, Cetin, Czubayko, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hellak, Himpel, Hilt, Höffken, Jablonski- Momeni, Kanngießer, Korbmacher- Steiner, Kroh, Lamp, Lill, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Ohnmeiß, Pieper, Plant, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Schaudig, Seitz, Steiniger, Suske, Teymoortash, Weber, Weihe, Westermann, Wilhelm, Wrocklage.

13 Danksagung

Die vorliegende wissenschaftliche Arbeit wurde unter der Betreuung von Herrn Professor Dr. Roland Frankenberger angefertigt. Ich danke ihm für die Überlassung dieser hochinteressanten Aufgabenstellung, seine erfahrene, stets engagierte Betreuung und fachliche Beratung.

Ein herzlicher Dank richtet sich an Herrn Priv.-Doz. Dr. Matthias Roggendorf und Frau Dr. Vera Hartmann für die freundliche Hilfestellung bei der praktischen Versuchsdurchführung und der Anwendung des Rasterelektronenmikroskopes.

Ein großer Dank gilt meiner lieben Familie, meinem Vater insbesondere für seine Ratschläge und Kritik, meiner Mutter und meinem Bruder, Raphael. Danke, dass ihr mich alle so liebevoll unterstützt, mir stets zur Seite gestanden seid und mir zeitlebens Rückhalt gegeben habt.

Meinen ganz besonderen Dank möchte ich meiner Tante Carola aussprechen, die mir vieles in meinem Leben ermöglicht hat. Danken möchte ich ihr auch dafür, dass sie mir in schwierigen Situationen ein Stück von ihrer Lebenserfahrung mit auf meinen Weg gegeben hat.

Meinem Freund, Kevin Willms danke ich aus ganzem Herzen für seine Liebe, Geduld und Kraft, die er mir während meiner gesamten Studienzeit und der Anfertigung dieser Arbeit gewährt hat.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die dem Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Experimentelle Untersuchungen über den Einfluss von Eugenol auf die Mikrozugfestigkeit eines Vier-Schritt-*Etch-and-rinse*-Systems bei Klasse-I-Kavitäten“ in der Abteilung für Zahnerhaltung des medizinischen Zentrums für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde unter Leitung und mit Unterstützung durch Univ.-Prof. Dr. med. dent. Roland Frankenberger ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation aufgeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher an keinem in- oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

.....
Ort, Datum, Unterschrift